

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN HİBRİT SERAMİK İNLEY VE ONLEY
RESTORASYONLARIN ADEZYONUNDA FARKLI REZİN SİMANLARIN
ETKİSİNİN KLİNİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Simge CANATAN

Restoratif Diş Tedavisi Programı

UZMANLIK TEZİ

**Ankara
2020**

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN HİBRİD SERAMİK İNLEY VE ONLEY
RESTORASYONLARIN ADEZYONUNDA FARKLI REZİN SİMANLARIN
ETKİSİNİN KLİNİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Simge CANATAN

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Şükran BOLAY

Restoratif Diş Tedavisi Programı

UZMANLIK TEZİ

Ankara

2020

ONAY SAYFASI

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir.
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

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

Simge CANATAN

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof.Dr.Şükran BOLAY danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Simge CANATAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca daima desteğini hissettiğim, değerli bilgileriyle bana yol gösteren, yeni ve gelişen teknolojiler alanında çalışmam konusunda beni cesaretlendiren, tez çalışmam sürecinde bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Şükran BOLAY'a,

Başta tez çalışmam olmak üzere, uzmanlık eğitimim boyunca desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Doç. Dr. Fatma Dilşad ÖZ'e

Tez jürimde bulunarak tezime ve uzmanlık eğitimime katkıda bulunan Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR'a,

Araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladığım günden itibaren mesleki ve sosyal anlamda üzerimde emeği olan değerli hocalarım Prof. Dr. Sevil Çiftci, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitci, Prof. Dr. Nuray Attar, Prof. Dr. Rüya Yazıcı, Prof. Dr. Esra Ergin, Doç. Dr. Elif Öztürk Bayazıt, Doç. Dr. Uzay Koç Vural, Doç. Dr. Zeynep Bilge Kütük, Dr. Öğr. Üyesi Cansu Atalay, Öğr. Gör. Ece Meral ve Öğr. Gör. Aybüke Uslu'ya

Uzmanlık eğitimi hayatımın en güzel anılarımı oluşturan, hem sosyal hem de mesleki enerjimizin uyuştığı, birbirimize daima destek olduğumuz, sadece çalışma arkadaşı olarak adlandıramayacağım canım arkadaşlarım Dt. Esra Yıldırım, Dt. Gamze Yalçın, Dt. Ece Balkan, Dt. Sinem Süslü, Dt. Yasemin Çakmakçı ve Dt. İlknur Ergişi'ye,

Berber çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bizimle birlikte emek veren personelimize,

Her zaman yanımda olan, beni her konuda destekleyen, onlardan uzak yaşasam dahi beni yalnız bırakmayan, beni bu günlere getirmek için emek veren sevgili aileme,

Beni her zaman dinleyen ve fikirlerimi tartıştığım, benim özgür ve güçlü olmama destek veren, her türlü zorluğu birlikte aşacağıma emin olduğum, sevgisini ve desteğini daima hissettiğim sevgili hayat yoldaşım Yiğithan Yasin Keskin'e sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

CANATAN, S. CAD/CAM Sistemi İle Üretilen Hibrit Seramik İnley ve Onley Restorasyonların Adezyonunda Farklı Rezin Simanların Etkisinin Klinik Olarak Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2020. Bu klinik çalışmanın amacı, CAD/CAM sistemi kullanılarak hibrit seramikten üretilen inley/onley restorasyonların simantasyonunda farklı içerik ve uygulama yöntemi olan iki farklı adeziv rezin simanın klinik olarak karşılaştırılmasının incelenmesidir. Bu amaçla, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Klinik Çalışmalar Etik Kurul onayından sonra, CEREC Omnicam (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) sistemi kullanılarak Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) hibrit nanoseramik bloktan posterior vital dişlerde 70 inley/onley restorasyonu üretilmiştir. Her grup 35'er restorasyon olmak üzere rastgele iki gruba ayrılmıştır. Bir grup, self adeziv rezin siman RelyX U200 Automix (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile, diğer grup etch and rinse adeziv rezin siman G-Cem LinkForce (GC, Tokyo, Japonya) ile dişlere simante edilmiştir. Restorasyonlar, birbirleriyle kalibre iki hekim tarafından modifiye USPHS kriterlerine göre 6, 12 ve 18. aylarda değerlendirilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 23.0 programı ile yapılmıştır. Grup içi ve gruplar arası karşılaştırmalar Ki-kare (χ^2) testi ve Friedman testi kullanılarak analiz edilmiştir. Tüm restorasyonlar modifiye USPHS kriterlerine göre klinik olarak kabul edilebilir seviyede başarılı bulunmuştur. RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların ağızda kalım oranı %94.3, G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların ağızda kalım oranı %91,4 olarak değerlendirilmiş ve her iki simanın klinik performansları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir. 18 ay sonunda, CAD/CAM sistemi kullanılarak hibrit seramikten üretilen inley/onley restorasyonların vital posterior dişlere simantasyonunda her iki siman sistemi benzer klinik performans sergilemiştir.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM, inley, onley, hibrit seramik, adeziv rezin siman

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje No:18702)

ABSTRACT

CANATAN, S. Clinical Performance of The Effect Of Different Resin Cements in The Adhesion of Hybrid Ceramic Inlay and Onlay Restorations Produced by CAD/CAM System. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Thesis in Department of Restorative Dentistry, Ankara, 2020. The purpose of this clinical study is to evaluate the clinical comparison of two different adhesive resin cements, which have different content and application methods in the cementation of inlay/onlay restorations produced from hybrid ceramic using the CAD/CAM system. For this purpose, after the approval of Hacettepe University Clinical Studies Ethics Committee, 70 inlays/onlays were produced from Cerasmart (GC, Tokyo, Japan) hybrid nanoceramic block using CEREC Omnicam (Sirona Dental, Bensheim, Germany). Each group was randomly divided into two groups, 35 of which were restorations. One group was cemented with RelyX U200 Automix (3M ESPE, Seefeld, Germany) self adhesive resin cement and the other group with G-Cem LinkForce (GC, Tokyo, Japan) etch and rinse adhesive resin cement to posterior vital teeth. Each restoration was clinically evaluated at 6, 12 and 18 months using modified USPHS criteria were also evaluated by two physicians calibrated. SPSS 23.0 program was used in the statistical analysis of the data. The comparisons were made using the Chi-square (χ^2) test and Friedman test. In terms of modified USPHS criteria all restorations were clinically acceptable. The survival rate for RelyX U200 Automix self adhesive resin cement was evaluated %94.3 and the survival rate for G-Cem LinkForce etch and rinse adhesive resin cement was evaluated %91.4. No statistically significant difference was found between the clinical performances of both cements. After 18 months, both cement systems showed similar clinical performance in the cementation of inlay/onlay restorations produced from hybrid ceramic using the CAD / CAM system to the vital posterior teeth.

Key Words: CAD/CAM, inlay, onlay, hybrid ceramic, adhesive resin cement

This study was supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Department. (Project No:18702)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiv
TABLolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Estetik Posterior Restorasyonlar	6
2.1.1 Direkt Estetik Restorasyonlar	6
2.1.2 İndirekt Estetik Restorasyonlar	6
2.2. Seramik İnley ve Onley Restorasyonları	7
2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı	7
2.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
2.2.3 İnley ve Onley Restorasyonlar	15
2.3. CAD/CAM Sistemleri	19
2.3.1. Tanım ve Tarihçe	19
2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri ve Üretim Konseptleri	20
2.3.3. CEREC Sistemi	21
2.3.4. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	24
2.3.5. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	24
2.3.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	25
2.4. Simanlar	31
2.4.1. Rezin simanlar	32
2.5. Simantasyon Öncesi Seramik Yüzey İşlemleri	39
2.6. Klinik Değerlendirme Kriterleri	45
3. BİREYLER ve YÖNTEM	46
3.1. Araştırmaya Katılan Bireylerin Seçimi	47

3.2. Ağız İçi Muayene	48
3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	49
3.4. Randomizasyon (Rastgeleleştirme)	49
3.5. Dişlerin Preparasyonu	49
3.6. Ölçü ve Restorasyonların Üretimi	52
3.7. Restorasyonların Simantasyonu	56
3.8. Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi	63
3.9. İstatistiksel Analiz	68
4. BULGULAR	70
5. TARTIŞMA	84
6. SONUÇLAR	119
7. KAYNAKLAR	120
8. EKLER	148
9. ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

SİMGELER VE KISALTMALAR

>	Büyük
<	Küçük
≥	Büyük Eşit
+	Artı
±	Artı Eksi
≅	Yaklaşık Eşit
%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
ADA	American Dental Association-Amerika Diş Hekimleri Birliği
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
Al ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O	Kaolin
Ba ₂ O	Baryum Oksit
B ₂ O ₃	Bor Oksit
BHT	Bütilhidroksitolüen
Bis-EMA	Bisfenol A Polietilen Glikol Dieter Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
Bis-MEP	Bis-Metakriloksietoksi Fenil Propan
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CAI	Computer Aided Impression
CaO	Kalsiyum Oksit
CDA	California Dental Association
CDD	Charge Coupled Device
CEREC	Chairside Economical Restoration Of Esthetic Ceramic Chairside Economical Reconstruction Of Esthetic Ceramics
DMA	Dimetakrilat

dk	Dakika
FDI	World Dental Federation
Gpa	Gigapaskal
HF	Hidroflorür
H ₃ PO ₄	Ortofosforik Asit
HT	Yüksek Translüsensi
K ₂ O	Potasyum Oksit
K ₂ OAl ₂ O ₂ 6SiO ₂	Potasyum Alumina Silikat
LED	Light Emitting Diode
LT	Düşük Translüsensi
MDP	Methacryloxydecyl Dihydrojen Phosphate
MDTP	Methacryloxydecyl Dihydrojen Triphosphate
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
Mpa	Megapascal
MPS	3-Metakriloksipropiltrimetoksilan
mw/cm ²	Güç Yoğunluğu
Na ₂ O	Sodyum Oksit
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum Alumina Silikat
nm	Nanometre
p	Anlamlılık Düzeyi
rpm	Revolutions Per Minute-Dakikada Dönme Sayısı
SiO ₂	Silisyum Dioksit
SPSS	The Statistical Package For The Social Sciences
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TEOS	Tetraetoksisilan
UDMA	Üretan Dimetkrilat

USPHS	United States Public Health Service
Y-TZP	Yitriyum İle Stabilize Edilmiş Polikristalin Zirkonya
yy	Yüzyıl
Zr ₂ O	Zirkonyum Oksit
µm	Mikrometre
4-MET	4- Methacryloxyethyl Trimellitate

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 2-1. Seramik sınıflandırması.	10
Şekil 2-2. İdeal seramik inley preparasyonu.	17
Şekil 3-1. İntensiv universal inley-onley frez seti.	51
Şekil 3-2. TheraCal LC.	51
Şekil 3-3. Dişin preparasyonu ve taban maddesi uygulanması.	52
Şekil 3-4. Cerasmart A2 HT.	54
Şekil 3-5. Restorasyonun tasarımı.	54
Şekil 3-6. Restorasyonun tasarımı.	55
Şekil 3-7. Restorasyonun üretimi.	55
Şekil 3-8. i-GEL fosforik asit ve RelyX U 200 Automix self adeziv rezin siman.	57
Şekil 3-9. IPS Ceramic Etching Gel ve Monobond N silan.	57
Şekil 3-10. GC Etchant, GC-Multi Primer, G-Premio Bond DCA, G-Premio Bond ve G-Cem LinkForce Adeziv Rezin Siman.	59
Şekil 3-11. Restorasyon yüzeyinin hazırlanması.	60
Şekil 3-12. Diş yüzeyinin hazırlanması ve simantasyonu.	61
Şekil 3-13. OptraFine Polisaj Seti.	62
Şekil 3-14. Restorasyonun bitim ve parlatılması.	62
Şekil 3-15. Restorasyonun aylara göre görünümü.	63
Şekil 3-16. Tüm kriterlerde 6,12 ve 18. ayı değerlendirilen restorasyonun " Alfa"olarak skorlanmasına bir örnek (RU).	68
Şekil 4-1. G-Cem LinkForce adeziv rezin siman ile simante dilen 15 nolu onley restorasyonda kırık görülmesi ve tamiri.	79

TABLOLAR

	Sayfa
Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin üretim yöntemi, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları.	12
Tablo 2.2. CAD/CAM rezin içerikli blokların içeriklerine, polimerizasyon şekillerine, mikroyapısına ve üretici firmalarına göre tanımlanması.	27
Tablo 2.3. Hibrit materyallerin diğer seramikler ile mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.	28
Tablo 2.4. Hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller.	29
Tablo 2.5. Bazı rezin matris seramik bloklar ile Cerasmart bloğun mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.	31
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.	46
Tablo 3.2. Çalışmada yapılan simantasyonların dişlere ve çenelere göre dağılımı.	56
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan kriterler.	65
Tablo 4.1. Restorasyonların dişlere ve çenelere göre dağılımı.	70
Tablo 4.2. Restorasyonların adezivlere ve kontrollere göre değerlendirilme sonuçları.	71
Tablo 4.3. Materyallerin yüzey yapısı skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	73
Tablo 4.4. Materyallerin sekonder çürük skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	74
Tablo 4.5. Materyallerin anatomik form skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	74
Tablo 4.6. Materyallerin renk uyumu skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	75
Tablo 4.7. Materyallerin marjinal adaptasyon skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	76
Tablo 4.8. Materyallerin kenar renklenmesi skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	77
Tablo 4.9. Materyallerin diş bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	78
Tablo 4.10. Materyallerin restorasyon bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	79
Tablo 4.11. Materyallerin interproksimal kontakt bakımından zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	80

Tablo 4.12. Hasta memnuniyeti skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	81
Tablo 4.13. Materyallerin postoperatif hassasiyetinin zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.	82
Tablo 4.14. Kaplan-Meier analizine göre restorasyonların zamana bağlı ağızda kalım oranı.	83

1. GİRİŞ

Modern diş hekimliği, hastaların estetik beklentileri ile birlikte gelişmektedir. Amalgam ve altın, uzun bir klinik başarı ve biyouyumluluk öyküsü olan materyaller olmasına rağmen, hastaların posterior dişler için doğal diş yapısına benzeyen, estetik restorasyon beklentileri nedeniyle bu materyaller ile yapılan restorasyonlar sıklıkla hastalar tarafından reddedilmektedir (1). Günümüzde yüzey sertliğinin ve parlaklığının yeterli olması sebebiyle doğal diş rengindeki kompozit materyali hekimler ve hastalar arasında popüler bir restorasyon materyali haline gelmiştir (2, 3). Ancak kompozitlerin içeriğinin gelişmesine rağmen posterior dişlerdeki geniş preparasyonlarda direkt restorasyon tekniği klinisyenleri zorlayabilir (4, 5). Resin matrikste görülen polimerizasyon büzülmesi direkt kompozit restorasyonlarda görülen temel başarısızlık nedenidir (6). Direkt kompozit restorasyonlar hakkında yapılan araştırmalar, bu restorasyonların kontakt bölgelerinde aşınma direncinin zayıf olduğunu, ideal proksimal kontur ve kontakt oluşturmada zorluk olduğunu, marjinal bütünlük kaybı ve postoperatif hassasiyet gibi problemler oluşturduğunu rapor etmişlerdir (7, 8). Preparasyonların bukkolingual genişlikleri nedeniyle en iyi matriks ve kama sistemi kullanılsa bile proksimal kontakt oluşturmak zordur. Başarılı oluşturulmamış proksimal kontakt , komşu diş ile restorasyon arasına besin sıkışmasına, periodontal problemlere ve hastanın rahatsızlık hissetmesine neden olmaktadır (9). Ayrıca okluzal morfolojiyi el aletleri ile oluşturmak klinisyenin yüksek sanatsal kabiliyetini gerektirir ve zaman alıcıdır (10). Bu problemleri ortadan kaldırmak için genellikle indirekt restorasyonlar önerilmektedir (11).

Birden fazla diş yüzey kayıplarında, tüberkül kırıklarında, geniş defekt ve çürüklerde mekanik özellikleri direkt restorasyonlara göre daha iyi olan indirekt restorasyonlar tercih edilir (12) . İndirekt restorasyonlar, seramik veya kompozit rezin içeren materyallerden üretilebilir (13).

Kompozit restorasyonlar, genellikle klinik ve laboratuvar prosedürleri seramik materyallere göre daha basit ve hızlı olduğu için daha kolay üretilirler. Ayrıca kompozit restorasyonların tamiri kolaydır ve hatalar rahatlıkla düzeltilebilir. Seramik

restorasyonlara göre kavite preparasyonları daha konservatiftir (14, 15). Seramik restorasyonlar ise daha estetik, düşük aşınma direnci, renk stabilitesi ve biyouyumlu materyallerdir. Ancak fazla diş preparasyon ihtiyacı, kırılabilir olması ve karşıt diş aşındırması gibi dezavantajlara sahiptir (16).

Seramik materyalinin dayanıklılık, renk stabilitesi, mine benzeri yüzey özelliklerinin olması gibi seramiklerin istenen özellikleri ile kompozit materyalinin biyouyumlu, yüksek esneme kuvveti, düşük aşındırma etkisine ve polisajının kolay yapılması gibi kompozit rezinin istenen özelliklerini tek bir materyalde birleştirmek amacıyla hibrit seramikler üretilmiştir (13, 17). CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*), sistemlerinde kullanılan hibrit seramik bloklar, organik matris içerisine seramik partiküller eklenerek kompozit ve seramik materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini içerir (18). Ayrıca hibrit seramik bloklar, yüksek ısıda ve basınçta polimerize edilmiş oldukları için kompozit ile karşılaştırıldığında mekanik özelliklerinin iyi olduğu sonucuna varılmıştır (19). Hibrit seramikler, diğer seramiklere kıyasla dentin elastikiyet modülüne en yakın materyaldir. Ayrıca lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklere, polikristalin seramiklere ve feldspatik seramiklere göre daha kolay işlenebilir. Bunların yanı sıra hibrit seramikler, rezin içeriğinden dolayı kompozit rezin ile kolaylıkla tamir edilir (20). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bu hibrit seramik bloklarla ilgili çalışmalar incelendiğinde bu materyalin mekanik özelliklerinin iyi olduğunu, marjinal uyumunun, optik parametrelerin ve biyouyumluluğunun kabul edilebilir sonuçlar verdiği vurgulanmıştır (21). Ayrıca hibrit seramik bloktan üretilen inleylerin direkt kompozit restorasyonlara göre yüksek biyouyumluluk, kimyasal bütünlüğü ve üstün estetik sonuçları gibi çeşitli avantajlar sergilediği görülmüştür (22, 23).

Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM sistemleri, restorasyonların yapım sürecini kısaltarak, standart kalitede estetik restorasyonların üretilmesini sağlamaları sebebiyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (24). CAD / CAM sistemleri, biyouyumluluk, estetik ve dayanıklılık gibi metal içermeyen restorasyonların avantajları ile klinik adımların azaltılması, daha kısa

sürede üretim sağlaması ve düşük maliyet gibi bilgisayar destekli teknolojinin avantajlarını birleştirmeyi amaçlamıştır (25, 26).

CAD/CAM sistemleri, hastalara tek seansta, hasta başında estetik restorasyonlar üretmek amacıyla geliştirilmiş sistemlerdir (27). 1980'li yıllarda CAD/CAM teknolojilerinden CEREC (*Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics- Chairside Economical Reconstruction of Esthetic Ceramics*) sistemi geliştirilmiştir ve günümüzde en çok kullanılan hasta başı sistemi haline gelmiştir (28, 29). Bu sistemde öncelikle restorasyonu yapılacak dişin dijital ölçüsü alınır ve bilgisayara aktarılır; dijital platformda restorasyon tasarlanır ve sistem ile birlikte çalışan frezleme cihazından bloktan aşındırma yöntemiyle restorasyon elde edilir (24, 30). Preparasyonların ölçüsünün dijital olarak alınması hastalar açısından daha rahat ve kolay olmasını, ölçü materyalinden kaynaklanan bozuklukları ortadan kaldırmasını, ölçünün 3 boyutlu elde edilmesini ve kayıt edilmesini, maliyet ve zamandan kazanç sağlaması gibi avantajlar sunar (30, 31). Bu sistemler sayesinde klinikte tek seansta inley, onley, kron ve köprü gibi restorasyonlar üretilirken birçok adımda ortadan kaldırılmış olmaktadır (24).

CAD/CAM ile üretilmiş indirekt restorasyonlar, diş preparasyonuna bir siman ile simante edilirler. İndirekt restorasyonların simantasyonunda başlangıçta, çeşitli başarısızlıklara yol açan geleneksel simanlar kullanılırken, günümüzde adeziv simanlar/rezin simanlar kullanılmaktadır (32). Yüksek bağlanma dayanımı, düşük çözünürlüğü, gerilme ve sıkışma kuvvetlerine karşı yüksek dayanım ve yüksek elastikiyet modülüne sahip olmaları rezin simanların üstün özellikleridir (32-34). Rezin simanın elastikiyet modülünün, indirekt restorasyonun elastikiyet modülü ile dentinin elastikiyet modülü (18 GPa) arasında olması önerilir (35, 36). Rezin simanlar restorasyona mikromekanik olarak bağlanarak restorasyonların klinik özelliklerini ve performanslarını etkiler (21). Restorasyon ve diş arasındaki aralığı doldurarak restorasyon ile dişin bütünlüğünü güçlendirir. Ayrıca, Mikro sızıntıyı önler, pulpa sağlığını korur (37).

Rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre ve adeziv sistemlerine göre sınıflandırılabilirler. Polimerizasyon mekanizmalarına göre ışıkla (light-cure), kimyasal olarak (self-cure) veya her iki tekniğin kombinasyonu (dual-cure) olarak sınıflandırılırlar. Adeziv sistemlerine göre de etch and rinse, self etch ve self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar. (32, 38-40).

Diş dokularında ve seramik yüzeyler üzerinde dual-cure rezin simanların başarısı oldukça kanıtlanmıştır (41, 42). Işık gücünün restorasyonun kalın olduğu durumlarda veya restorasyon materyalinin opak olması sebebiyle rezine tamamen ulaşmasının mümkün olmadığı durumlarda dual-cure rezin simanlar tercih edilir. Işık kaynağından gelen ışığın ulaşamadığı yerlerde polimerizasyon kimyasal olarak devam eder (43).

Etch and rinse adeziv simanlar ile self etch adeziv simanlar, simantasyon öncesinde çok aşamalı işlem içerir. Self adeziv rezin simanlar ise asit, primer ve bond uygulama aşamalarını içermezler (39, 44). Adeziv simanların uygulama sırasında çok aşamalı işlem içermesi restorasyonun simantasyonunda hata yapma ihtimalini artırır ve restorasyonda başarısızlığa yol açabilir (42, 45). Self adeziv simanlar, dentin yüzeyine herhangi bir ön işleme ihtiyaç duymadıkları için kullanımı kolaydır ve bu sebeple üreticilerin ve klinisyenlerin dikkatini çekmiştir. Diş yapısını demineralize edip infiltre olmasını sağlayan ve bu sayede rezinin mikromekanik tutunmasını yol açan asidik monomer içermesi self adezivlerin diş yapılarına bağlanma mekanizmasını açıklar (40). *In vitro* çalışmalarda, self adezivlerin çok aşamalı rezin simanlara göre düşük desimante oranına sahip olduğu ve fiziksel ve bağlanma özelliklerinin iyi olduğu belirtilmektedir (38, 46, 47). Self adeziv simanlar diğer simanlarla karşılaştırıldıklarında dentin ile ara bağlantısını smear tabakasını bırakarak oluşturur (48). Bu simanlar, tek aşamada uygulanması ve simantasyon sonrasında hassasiyet yaratmaması nedeniyle çok tercih edilmektedir. Fakat, adezyon etkinlikleri üzerinde literatürde *in vitro* çalışmalar olmasına rağmen az sayıda uzun dönem klinik çalışmalar yapılmıştır. Literatür incelendiğinde, CAD/CAM ile üretilen hibrit seramik inley ve onley restorasyonların adezyonunda farklı rezin simanların etkisini klinik olarak inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM ile üretilen hibrit nanoseramik inley ve onley restorasyonların adezyonunda farklı rezin simanların etkisinin klinik olarak karşılaştırılmasının incelenmesidir.

Sıfır hipotez, CAD/CAM ile üretilen hibrit seramik inley ve onley restorasyonların adezyonunda farklı rezin simanların bağlanma ve performans açısından klinik olarak farklılık olmamasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Estetik Posterior Restorasyonlar

Günümüzde çürük lezyonlarının tedavisinde hastalar ve hekimler için materyal ve teknik seçiminde çeşitli seçenekler mevcuttur (49). Hastaların estetik restorasyon beklentileri nedeniyle amalgam restorasyonlar ve altın inleyler artık günümüzde tercih edilmemektedir (1). Posterior dişler için son on yılda estetik restorasyonlara olan talep artmıştır. Direkt kompozit restorasyonlar, indirekt kompozit inley ve onleyler, seramik inley ve onleyler posterior dişler için estetik restorasyon seçenekleridir (50).

2.1.1 Direkt Estetik Restorasyonlar

Rezin kompozitler, 1960'lı yıllarda diş hekimliği uygulamaları için kullanıma sunulmuştur. Direkt estetik restorasyonlarda ışıkla sertleşen rezin kompozit materyali doğrudan diş preparasyonuna uygulanır. Bu prosedürde sunulan en büyük avantaj, diş yapısının maksimum korunmasının sağlamasıdır. Ayrıca, düşük maliyette bir tedavi imkânı sunar (51). Bununla birlikte bu rezin kompozitlerin düşük aşınma direncine sahip olduğu, polimerizasyon büzülmesine uğradığı ve dentinde zayıf marjinal adaptasyon gösterdiği bulunmuştur. Bu olumsuz özelliklerden dolayı posterior bölgedeki restorasyonlarda başarısızlık ile karşılaşmıştır (52).

2.1.2 İndirekt Estetik Restorasyonlar

Posterior bölgede, direkt kompozit rezin restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesi ve ideal proksimal kontakt oluşturmadaki zorluk nedeniyle indirekt kompozit veya seramik inleyler tercih edilmektedir (20). İndirekt teknik, hazırlanan preparasyonun ölçüsünü kullanarak restorasyonun ağız ortamının dışında üretilmesini içerir (51). Bu teknik ile kompozit rezinlerin dezavantajları elimine edilmiş olur (8). Geniş doku kaybı görülen kaviterlerde okluzal ve proksimal anatominin ideal şekilde oluşturulması indirekt restorasyonlarda daha kolaydır. Polimerizasyon büzülmesi sadece restorasyon ve diş arasındaki rezin siman aralığında

gerçekleştirdiğinden daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlanır (53). İnley veya onleylerin ısı veya ışık uygulanarak ağız ortamının dışında polimerize edilmesi bu restorasyonların mekanik özelliklerini kuvvetlendirir (54, 55). Adeziv sistemlerle simante edilen indirekt restorasyonlar, direkt kompozit rezin restorasyonlara göre daha yüksek sertlik değerlerine sahiptir (56). Fakat, indirekt teknik direkt tekniğe göre daha fazla zaman alır ve ekstra maliyet gerektirir (51). Yapılan uzun dönem klinik çalışmalarda direkt ve indirekt kompozit restorasyonların başarısızlık oranlarını %16 ve %20 olarak bulmuşlardır. Bu başarısızlık nedeninin daha çok kırık veya sekonder çürük olduğu rapor edilmiştir (57, 58) .

2.2. Seramik İnley ve Onley Restorasyonları

2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan oksijen gibi bir elementle yapmış olduğu kristalin yapısındaki bileşiğe seramik denilmektedir (59) . Oksijen atomları bu bileşimde büyük yer alır ve matriks olarak görev yapar. Küçük metal atomları ve yarı metal elementler bu oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurmaktadır. Metal atomları ve oksijen arasında hem iyonik hem de kovalent bağ bulunur. Bu bağlar sayesinde seramikler, yüksek elastisite modülüne sahiptir ve kuvvetlere, ısıya ve kimyasal maddelere karşı dirençli olurlar. Aynı zamanda bu yapı seramiklerin kırılma olmasını da sağlamaktadır (34).

Seramiklerin yapısını oluşturan 3 temel madde feldspar (%75-80), kaolin (%3-5) ve kuartz (%12-22)'dir. Bu temel maddelere ek olarak akışkanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler (potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), magnezyum oksit (MgO), baryum oksit (Ba_2O) gibi), renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar (seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit ve kalay oksit gibi) ve lüminesans özelliği veren ajanlar yapının içerisinde bulunmaktadır (60-63).

Feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2OAl_2O_26SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) bileşiklerinin karışımından meydana gelmektedir. Seramiklerin

saydamlık özelliğini sağlayan madde feldspardır. Fırınlama esnasında eriyen feldspar, kaolin ve kuartzı sararak ince detayların bozulmadan korunmasını sağlar (63, 64).

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), yapıyı bir arada tutan hidrate alümina silikattan oluşan maddedir. Seramiklere opasite özelliği kazandırır ve seramiklerin işlenebilmesini sağlar (63, 64).

Kuartz (Silika- SiO_2) ise seramiklerin içerisinde doldurucu olarak bulunan ve dayanıklılığı artıran maddedir. Fırınlama süresince seramiklerin yüksek ısıda stabil olmasını sağlar (62-64).

Seramik materyali, yüzyıllardır estetiğin temelini oluşturur. Başlangıçta doğal oluşan feldspatik formdaki seramik materyali, yüksek porselen içerikli anterior jaket kronların, total protezlerin ve parsiyel protezlerin yapımında kullanılmıştır (20). 1965 yılında John McLean tarafından alüminyum içerikli porselenlerin tanıtılması ile seramik materyalleri sürekli geliştirilmeye başlanmış ve günümüzde klinisyenlere çok çeşitli seramik seçenekleri ile sonuçlanmıştır (65).

2.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramik sistemleri, endikasyonlarına, içeriklerine, asitlenebilmelerine, üretim yöntemlerine, fırınlama derecelerine veya karşıt dişleri aşındırma miktarlarına göre farklı konularda araştırmacılar tarafından birçok sınıflandırması yapılmıştır (66). Dental seramikler üretim yöntemleri açısından temel olarak 4 grupta incelenebilirler (67, 68)

1. Dökülebilir Porselen Sistemleri:

- Dicor (Dentsply, ABD)
- Cerapearl (Kyocera, ABD)

2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:

- Cerestore\ Alceram (Innotek Dental Corp., ABD)

- Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, ABD)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri:

- IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre)
- IPS Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği; CAD-CAM Sistemleri:

a. Laboratuvarda kullanılan sistemler

- Cicero (Elephant Dental BV, Hoorn, Hollanda)
- Cercon (DeguDent, Almanya)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Precident DCS (Dental AG, Allschwil, İsviçre)

b. Üretim merkezli sistemler

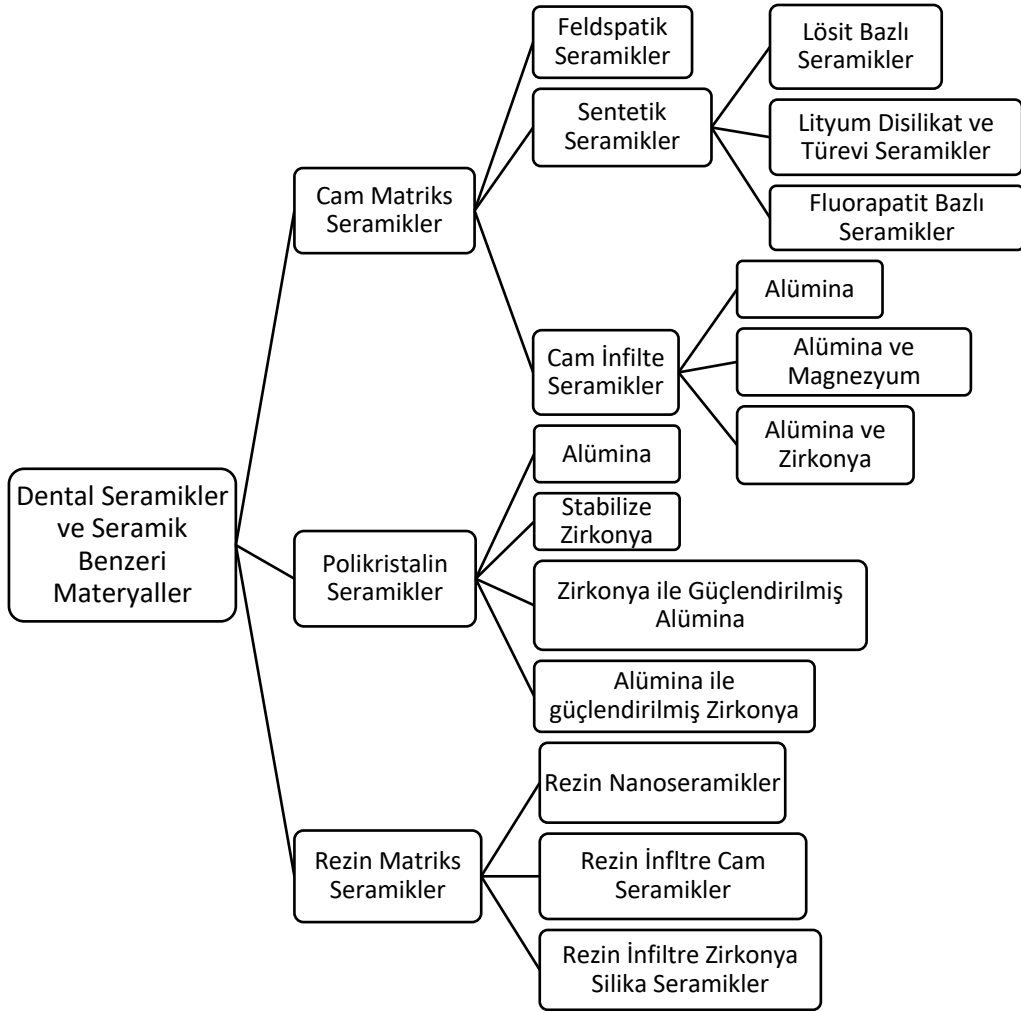
- Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)

c. Klinikte kullanılan sistemler

- CEREC (Sirona Dental, Bensheim, Almanya)
- E4D (D4D Technologies, Richardson, TX, ABD)

Dental seramiklerin içeriklerine göre farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Önceleri Conrad ve akr. (69) ve Robert Kelly (70)'nin sınıflandırılması kullanılırken artık yeni sınıflandırma olarak Gracis ve ark. (20) yapmış oldukları sınıflandırma sık

kullanılmaktadır. Resin nanoseramiklerin tanıtılmasıyla Amerikan Dental Birliği seramik benzeri özellikler gösteren bu materyallerin de yer aldığı sınıflandırmayı 2015 yılında bildirmiştir (20). Conrad ve ark. (69), seramikleri; cam seramikler, alümina esaslı seramikler ve zirkonya esaslı seramikler olarak ayırmıştır. Robert Kelly (70, 71) ise seramikleri ağırlıklı olarak cam içerenler, partikül doldurucu camlar, polikristalin seramikler olarak incelemiştir. Gracis ve ark. (20), tam seramik ve seramik benzeri materyalleri 3 ana başlık altında kategorize etmiştir.



Şekil 2-1. Seramik sınıflandırması.

(Gracis ve ark. (20)'ndan alınmıştır.)

1. Cam Matriks Seramikler: Camsı faz içeren metal olmayan inorganik seramik materyallerdir.

- a. Feldspatik Seramikler: (IPS Empress Esthetic / IPS Empress CAD/ IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur / Vita VMK 68 / Vitablocs, Vident)
- b. Sentetikler Seramikler:
 - I. Lössit Bazlı Seramikler: (IPS d. Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7/ VM9/ VM13, Vident; Noritake EX-3/ Cerabien / Cerabien ZR, Noritake)
 - II. Lityum Disilikat ve Türevi Seramikler: (3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD/ IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply);
 - III. Fluorapatit Bazlı Seramikler: (IPS e.max Ceram / ZirPress, Ivoclar Vivadent)
- c. Cam İnfiltre Seramikler:
 - I. Alümina (In-Ceram Alumina, Vita)
 - II. Alümina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita)
 - III. Alümina ve Zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita)

2. Polikristalin Seramikler: Camsı faz içermeyen metal olmayan inorganik seramik materyallerdir.

- a. Alümina: (Procera AllCeram / Nobel Biocare; In-Ceram AL)
- b. Stabilize Zirkonya :(NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkozahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland)
- c. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya: (In-Ceram Zirconia, Vita)

3. Rezin Matriks Seramikler: Yüksek oranda seramik parçacıklar ile doldurulmuş inorganik matrikse sahip materyallerdir.

- a. Rezin Nanoseramikler: (Lava Ultimate, 3M ESPE; Cerasmart, GC)
- b. Rezin İnfiltre Cam Seramikler: (Enamic, Vita)

c. Rezin İnfiltre Zirkonya Silika Seramikler: (MZ100 Blok / Paradigm MZ 100 Bloks, 3M ESPE; Shofu Block HC, Shofu)

Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin üretim yöntemi, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları.

(Gracis ve ark. (20)'ndan alınmıştır.)

	Üretim yöntemi	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitlenebilme	Klinik Endikasyonlar				
				Veneer	Parsiyel kron	Full Kron Anterior (A) Posterior(P)	Köprü	İmplant dayanağı
1.Cam matriks seramikler								
1.1 Feldspatik seramikler	Refraktör day, Platin folyo, Press	M/V	Evet	+				
1.2 Sentetik seramikler								
a.Lösit bazlı	Press, CAD/CAM	A/M	Evet	+	+	A		
b.Lityum disilikat ve türevleri	Press, CAD/CAM	A/M	Evet	+	+	A/P	5lere kadar 3 üye	+
c.Fluorapatit bazlı	Press, tabakalama	V	Evet	-	-	-	-	-
1.3 Cam infiltre seramikler								
a.Alümina	CAD/CAM Slip-casting	A	Evet			A/P	3 üye anterior	
b.Alümina ve magnezyum	CAD/CAM Slip-casting	A	Evet			A		
c.Alümina ve zirkonya	CAD/CAM Slip-casting	A	Evet			A/P	3 üye posterior	
2.Polikristalin seramikler								
2.1 Alümina	CAD/CAM	A	Hayır	+		A/P	+	
2.2 Stabilize zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		+	A/P	+	+
2.3 Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		+	A/P	+	+
3.Rezin matriks seramikler								
3.1 Rezin nanoseramikler	CAD/CAM	M	Hayır	+	+	A/P		
3.2 Rezin infiltre cam seramikler	CAD/CAM	M	Evet	+	+	A/P		
3.3 Rezin infiltre zirkonya silika seramikler	CAD/CAM	M	Evet	+	+	A/P		

2.2.2.1. Rezin Matriks Seramikler

Rezin matriks seramikler, seramik parçacıklar ile yüksek oranda infiltre edilmiş organik matrikse sahip materyallerden oluşmaktadır. Organik matrikse sahip olması geleneksel seramik tanımı düşünüldüğünde rezin matriks seramikleri sınıflandırmaların dışında bırakır (20, 34). ADA (*American Dental Association*) Diş Prosedürleri ve İsimlendirme Kodunun 2013 yılındaki seramik tanımına göre bu grubu seramik sınıflandırılmasına dahil etmiştir. Amerikan Dental Birliği seramikleri 'ağırlıklı olarak porselen, cam, seramik veya cam seramik gibi inorganik refraktör bileşikler içerir preslenebilen, cilalanabilen, fırınlanabilen veya frezlenebilen materyaller' olarak tanımlamıştır (72). Bu tanıma göre rezin matriks seramikler, organik faza bakılmaksızın ağırlıkça (%50'den fazla) refraktör inorganik bileşiklerden oluştuğu için seramik sınıflandırılmasına dahil edilmiştir (20, 73, 74).

Rezin matriks seramikler, geleneksel seramiklere göre elastisite modülü dentine yakın materyallerdir. Cam matriks seramiklere ve polikristalin seramiklere göre daha kolay frezlenebilirler. Ayrıca kompozit rezin ile tamirlerinin kolay olması diğer seramiklere göre avantaj sağlar (20).

Rezin matriks seramikler öncelikle poroz yapıdaki feldspatik seramiğin üretilmesi ile başlar. Üretilen feldspatik seramik rezin ile doyurulur. Ardından rezin polimerize edilerek materyal elde edilmiş olur (13). Rezin matriks seramiklerin bileşimleri değişkenlik gösterir. Ancak CAD/CAM sistemleri için özel olarak formüle edilmiştir (20). Standardize edilmiş CAD/CAM blokları şeklinde üretilmesi materyalin fiziksel, optik ve mekanik özelliklerini artırır. Bu da CAD/CAM rezin matriks seramik bloklarının uzun dönem kalıcı restorasyonlar olarak kullanılmasını sağlar (75).

Rezin matriks seramiklerin esneme kuvveti, lösit ile güçlendirilmiş seramikler ile feldspatik seramikler arasında değişmektedir (76). Yapılan *in vitro* çalışmalarda rezin matriks seramiklerin esneme kuvvetini 150-240 MPa bulmuşlardır (13, 77-79). Yüksek miktarda polimer doldurucu içermesi sonucu daha düşük kırılma gösterir.

Ayrıca minimal invaziv diş hekimliği açısından da daha ince restorasyon marjinlerin oluşturulmasına olanak tanır (77, 80).

Rezin matriks seramikler, geleneksel seramik materyaller kadar rijit değildir. Bu durum daha az marjin bölgesinde chipping oluşumu ve daha az frezlemede kullanılan frezlerin aşınması ile daha hızlı frezleme avantajı sağlar (77, 80). Bu seramik grubu fırınlama döngüsüne ihtiyaç duymadıkları için verimli bir şekilde üretilir (81). Rezin matriks seramiklerin bir diğer avantajı da restorasyonun simantasyonunda kullanılan adeziv rezin simanlar ile daha benzer bir aşınma oranına sahip olmasıdır. Bu durum rezin matriks seramikten üretilmiş restorasyonun marjin bütünlüğünün artmasına yol açar (82, 83).

Rezin matriks seramikler inley, onley, veneer, tek tam kron gibi endikasyonları bulunmaktadır (84). Yeni materyaller olmasından dolayı klinik olarak yapılmış sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (85, 86).

Rezin matriks seramikler, inorganik bileşimlerine göre 3 ayrı gruba ayrılırlar (20).

Rezin Nanoseramikler:

Ağırlık olarak %70-80 oranında nanoseramik partikül içeren yüksek derece sertliğe sahip rezin matriksten oluşurlar. Boşluklu silika nanopartikülleri (çapı 20 nm), zirkonya nanopartikülleri (çapı 4-11 mm) ve zirkonya silika nano tanecikleri, doldurucu partiküllerin arasındaki boşlukları azaltarak materyalin yüksek nanoseramik içeriğe sahip olmasını sağlar (20, 77, 87).

Bu gruba örnek olarak: Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC), Brilliant Crios (Coltene) verilebilir.

Rezin İnfiltrre Cam Seramikler:

Bir polimer ağı (ağırlıkça %14 / hacimce %25) ile bir feldspatik seramik ağından (ağırlıkça %86 / hacimce %75) oluşan gruptur. Seramik yapısının içinde silisyum dioksit (%58-63 SiO₂), alüminyum oksit (%20-23 Al₂O₃), sodyum oksit (%9-11 Na₂O), potasyum oksit (%4-6 K₂O), bor oksit (%0.5-2 B₂O₃), zirkonyum oksit (%1'den az Zr₂O) ve kalsiyum oksit (CaO) bulunur. UDMA (Uretan dimetkriyat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakriyat) 'da polimer yapıyı meydana getirmektedir (88-90). Üretici firma bu gruba hibrit seramik tanımı da vermiştir (20, 90).

Bu gruba Enamic (Vita) örnek verilebilir.

Rezin İnfiltrre Zirkonya Silika Seramikler:

Ağırlık olarak %60'dan fazla inorganik yapıdan oluşan içeriğinde silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA bulunan farklı organik matriks yapıları bulunan materyallerdir (20) (Shofu Block HC (Shofu) (91)). Bu materyallerin diğer örneği ise %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin bisGMA (bisfenol-a glisidil metakriyat), TEGDMA polimer matriksi ve bir başlatıcı sistemine sahip olan kompozit materyalidir (20) (MZ100 blok ve Paradigm MZ-100 blok (3M ESPE) (92)).

Bu gruba örnek olarak Shofu Block HC (Shofu), MZ100 blok ve Paradigm MZ-100 blok (3M ESPE) verilebilir.

2.2.3 İnley ve Onley Restorasyonlar

Dişin kron kısmının bir bölümü içeren indirekt estetik restorasyonlardır. Ağız dışında oluşturulur ve preparasyonun şekline göre inley, onley ve overley olarak adlandırılır. İnley; dişin tüberküllerini kapsamayan oklüzal, proksimal ve gingival diş yüzeylerini içeren indirekt restorasyonlara denilir. Onley ise dişin tüberkülleri kısmen veya tamamen kapsayan indirekt restorasyonlara denilmektedir (93). Overley ise; dişin tüberküllerine ek olarak bukkal ve lingual diş yüzeylerinin de preparasyona dahil olduğu indirekt restorasyonlardır (94).

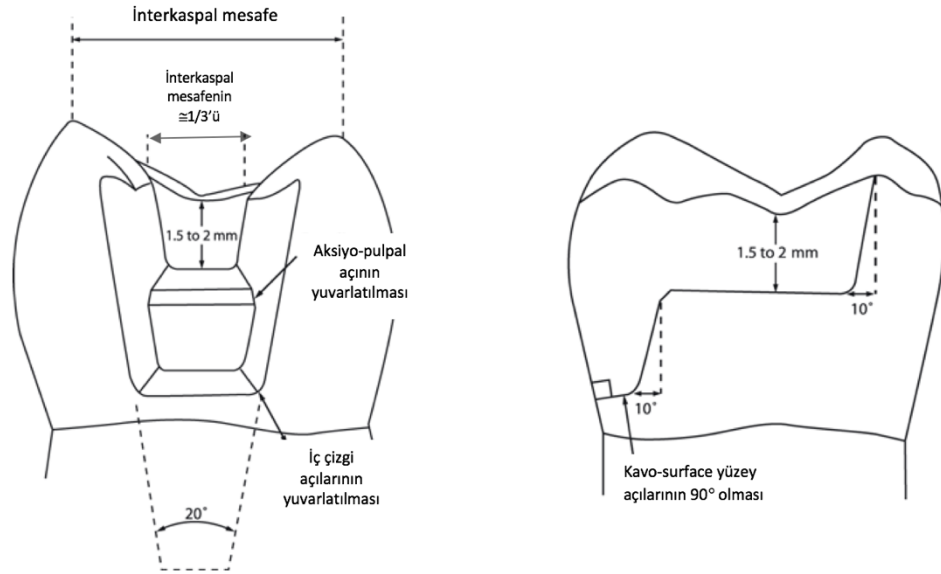
19.yy ikinci yarısında seramik inleylerin yapımına başlanmıştır. 1856'da prefabrike seramik inleyler, 1882'de Herbs tarafından fırınlanan seramik inleyler, 1888'de Land tarafından platin folyo üzerinde fırınlanan seramik inleyler geliştirilmiştir. 1980'lerden sonra seramiklerin gelişmesi ile diş dokularına daha iyi adezyon sağlayan adeviz sistemler ile bu tür restorasyonların uygulamaları artmıştır (93, 95).

2.2.3.1 Seramik İnley ve Onley Restorasyonların Preparasyonları

Seramik materyalinin kırılğan özellik göstermesi nedeniyle temel preparasyon faktörleri olan internal stres oluşturacak alanların olmaması, seramiğin yeterli kalınlıkta olması ve pasif bir giriş yolunun oluşturulması önemlidir. Preparasyonda andırkatların bulunmaması, iç çizgi açılarının yuvarlatılması ile internal stres alanlarının oluşması önlenir. Seramik inley restorasyonlar için ve fonksiyonel tüberküleri kapsayan onley restorasyonlar için standart bir 2.0 mm oklüzal kalınlık ideal kabul edilir. Oklüzal preparasyonda yüzey anatomisini takip eden sığ bir 'V' şekli önemlidir. Seramikler için aksiyel redüksiyon 1,5 mm olarak kabul edilir. Kavite duvarlarının eğimi pasif giriş yolunu oluşturur. Seramik inley veya onley restorasyonlar kaviteye yerleştirilmesi için karşılıklı duvarlar arasında yaklaşık 10 derecelik bir açı olması gerekir. Servikal marjin bitimi derin chamfer veya butt joint şeklinde olmalıdır (93). Butt joint en uygun adeziv preparasyon şeklidir. Shoulder preparasyonu tüberkül kırığı olan restorasyonlarda kullanılabilir (96). Kavo surface yüzey açıları ise 90 derece olmalıdır. Seramik kalınlığını azalttığı için oklüzal streslere maruz kalan yerlere bizotaj yapılmamalıdır. Eğer zayıf tüberküller var ise olası tüberkül ve restorasyon kırılmasını önlemek için bu tüberküller de preparasyona dahil edilmelidir (93).

İnley ve onley restorasyonların en önemli özelliği diş dokusunun gereksiz yere kaldırılmadan mevcut dokuların korunmasıdır. Dentinin korunması, andırkatların doldurulması ve restorasyonun kalınlığının belirlenmesini etkin bir şekilde sağlamak için build-up veya blok out kullanılması tavsiye edilir. Eğer preparasyonda giriş yolunu engelleyen andırkat alanları varsa bu alanlar kompozit veya cam iyonomer simanlarla

doldurulabilir (96). Özel inley veya onley preparasyon frezlerinin kullanılması preparasyon için en uygun şeklin verilmesini sağlar ve andırkatların oluşmasını engeller (97).



Şekil 2-2. İdeal seramik inley preparasyonu.

(Thompson ve ark. (98)'ndan alınmıştır.)

2.2.3.2 Seramik İnley ve Onleylerin Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Endikasyonları (99-103)

1. Geniş ve derin çürük lezyonu bulunan dişlerde,
2. Tüberkül kırığı varlığında,
3. Endodontik tedavi görmüş dişlerde,
4. Yüksek miktarda aşınmanın olduğu dişlerde,
5. Zayıflamış tüberküllerin güçlendirmesi amacıyla,
6. Estetiğin önemli olduğu durumlarda,
7. Metal alerjisi olan veya metal restorasyon istemeyen hastalarda,
8. Karşit arkta porselen kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde,
9. Yapılan restorasyonların sık sık düştüğü ya da yenilenmesi gerektiği dişlerde

Kontrendikasyonları (99, 102-104)

1. Bruksizm gibi istenmeyen alışkanlıkları olan hastalarda,
2. Kron boyu kısa olan dişlerde,
3. Geniş pulpaya sahip genç hastalarda,
4. Porselen karşısındaki kompozit rezini aşındıracağından porselen restorasyonun karşısında geniş bir kompozit rezin restorasyon varsa,
5. Küçük sınıf I ve sınıf II kaviteleri bulunan dişlerde,
6. Restore edilecek dişte kavitenin servikal sınırları subgingival yönde çok aşağıda konumlanıyorsa,
7. Simantasyon sırasında kavitenin izolasyonun tam olarak sağlanamadığı durumlarda,
8. Ekonomik sınırlamalar varlığında

2.2.3.3 Seramik İnce ve Onleylerin Avantaj ve Dezavantajları

İndirekt Seramik Restorasyonların Avantajları (11, 105)

1. Mekanik etkilere karşı dirençlidir.
2. Ağız sıvılarından etkilenmez.
3. Boyutsal olarak ve renk açısından stabildir.
4. Isısal genişleme katsayısı diş dokularına yakındır.
5. İnternal ve yüzeysel olarak boyanabilirler.
6. Su emme özellikleri yoktur.
7. Glaze yapılmış yüzeylerin üzerinde plak birikimi minimum düzeydedir.
8. Doğal dişlerdekine benzer şekilde renk ve ışık geçirme özelliğine sahiptir.
9. Isı/elektrik akımını zayıf iletirler.

İndirekt Seramik Restorasyonların Dezavantajları (105-108)

1. Seramik rijit bir materyal olduğu için üzerine gelen ekstra yükleri tolere edemez.
2. Gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı dirençsizdir.

3. Kırılmaya karşı dirençsizdir.
4. Debonding görülebilir.
5. Rengi değişmediği için komşu dişlerin zamanla renklenmesi karşısında estetik uyumu bozular.
6. Pahalıdır.
7. Klinik uyum ve hataların düzeltilmesi risklidir.

2.3. CAD/CAM Sistemleri

2.3.1.Tanım ve Tarihçe

CAD/CAM, 'Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim' anlamına gelen *Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing* kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. CAD/CAM sistemi, direk ağız içerisinden veya model üzerinden taramayı sağlayan üç boyutlu bir yüzey tarayıcıdan, restorasyonun tasarımının yapılmasını sağlayan bilgisayar ünitesinden ve restorasyonun üretildiği bir frezleme cihazından oluşan bir sistemdir (109, 110).

1971 yılında Dr. Duret tarafından ilk dental CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Ağızdaki dayanak dişin optik ölçüsünü aldığı ve fonksiyonel hareketleri de hesaba katarak kron restorasyonu üretmeye yönelik çalışmalar yapmıştır. Daha sonra CAD/CAM sistemlerinin gelişmesinde rol oynayan Sopher Bioconcept Sistemini de geliştirmiştir (110, 111).

1980 yılında ise Dr. Mormann hasta başı CAD/CAM sistemi olan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemini geliştirmiştir. Preparasyonu yapılmış dişin intraoral kamera ile ölçüsünü aldıktan sonra dizaynını yapmış ardından seramik bloktan frezleme cihazı kullanarak kazıma işlemini gerçekleştirmiştir. Bu fikir ile hasta başında tek seansta restorasyon yapılmasına olanak sağlamıştır (111). Ayrıca laboratuvar işlemi olmadan 1983 yılında ilk kron restorasyonunu üretmiştir (112).

Bir diğer araştırmacı olan Dr. Andersson 1980'lerin başında Procera'yı geliştirmiştir. Dr. Anderson kıvılcım erozyonu tekniği ile titanyumdan alt yapı

materyali üretmeye çalışmıştır. Ayrıca kompozit veneer restorasyonların CAD/CAM teknolojisi ile de üretilmesi sürecini başlatmıştır. Bir ağ sistemine bağlı üretim merkezi olarak geliştirilen bu sistem şu anda birçok firma tarafından kullanılmaktadır (28, 113, 114).

CAD/CAM sistemleri ile inley, onley, veneer, kron, endokron, köprü, implant dayanakları, cerrahi rehber, total protezler, maksillofasiyal protezler, ortodonti için plak yapımı, hareketli parsiyel protezlerin altyapısı üretilebilir (115, 116).

2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri ve Üretim Konseptleri

CAD/CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur:

- 1) Prepare edilen alanı, komşu ve karşıt yapıların verilerini toplayan intraoral tarayıcı veya geleneksel bir ölçü yöntemi kullanılarak oluşturulmuş alçı modeli sanal ölçüye dönüştüren veri toplama birimi (*CAI-Computer Aided Impression*)
- 2) Sanal restorasyonları tasarlamak ve ardından frezleme parametrelerini hesaplayan yazılım (*CAD-Computer Aided Design*)
- 3) Restorasyonu katı bir restoratif materyal bloğundan veya ilave bir materyalden üretmek için bilgisayarlı bir frezleme cihazından (*CAM-Computer Aided Manufacturing*) oluşur (117) .

CAD/CAM sistemleri ayrıca hasta başı ve laboratuvar sistemleri olacak şekilde üretim yöntemlerine göre ayrılır. Hekim, hasta başı ekipmanlara sahip olduğu sürece laboratuvarında üretime ihtiyaç duymadan hasta başında tek seansta üretim yapabilir. CEREC (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), Planmeca E4D (D4D Technologies, Dallas, USA) ve Kavo (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) sistemleri firmanın kendi tarayıcı ve frezleme ünitelerine sahip olduğu hasta başı üretim yapabilen sistemlerdir (112, 117). Ayrıca firmanın sadece tarama yaptığı tasarım yapılmadığı sadece bir tarayıcıya sahip olduğu görüntü alma sistemine sahip hasta başı sistemleri (Örneğin;

True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) vardır (117).

Laboratuvarda üretimde, prepare edilen dişlerden alçı model veya daylı model elde edilmesi ile ölçülerin taranması ile olur. Bu üretim şeklinde alt yapı üretildikten sonra teknisyen tabakalama veya presleme tekniği ile üst yapıyı oluşturarak restorasyonu kişiselleştirir (112, 118). Dış laboratuvar merkezlerde üretim ise diş hekiminin prepare edilen dişten aldığı dijital ölçüyü internet üzerinden frezleme cihazının bulunduğu bir merkeze göndermesi ile olur. Merkezde restorasyon üretilir ve diş hekimine gönderilir (118). Bu şekilde üretim yapılabilmesi için CAD/CAM sistemlerinin açık sistem olması gerekir. Açık sistemler, CAD yazılımı tarafından alınan dijital bilgilerin farklı firmaya ait CAM cihazına aktarılmasına izin veren sistemlerdir. Kapalı sistemler ise CAD cihazı ile yine aynı firmaya ait CAM cihazına veri aktarabilen farklı firmadan gelebilecek dijital verileri kabul etmeyen sistemlerdir (117).

Laboratuvar sistemleri; firmanın kendi tarayıcı ve frezleme ünitelerine sahip olduğu CAD / CAM sistemlerine (örneğin; Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental, Zirkon Zahn, vhf camfature AG, Weiland Dental, Pou-Yuen ve U- Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Protez), firmanın sadece tarayıcıya sahip olduğu CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) sistemlerine (örneğin; D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 serisi, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics) veya firmanın sadece frezleme ünitesine sahip olduğu sistemlere (örneğin; DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkozahn; Tizian Cut; 5 Smart, Schu z tz Dental; S2 Modeli, AGF camfature AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) ayrılabilir (117).

2.3.3. CEREC Sistemi

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılmakta olan birçok CAD / CAM sistemi mevcuttur. Bunların arasında restorasyonunun tamamen tek bir randevuda, klinikte, diş hekimi tarafından üretildiği "hasta başı" uygulamaların referans sistemi olan CEREC sistemi gelmektedir. CEREC sistemi klinikte kullanılan ilk hasta başı sistemidir.

2 farklı açılımı vardır; '*Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics*' ve '*Chairside Economical Reconstruction of Esthetic Ceramics*' (25). 1985 yılında Dr.Mörman ve Brandestini 3 eksen de aşındırma yapabilen CEREC 1 sistemini sunmuşlardır. 1988 yılında Siemens firması CEREC 1'i ardından birinci sistemin üçüncü versiyonunu geliştirmiştir. 1994 yılında 8 eksen de aşındırma yapabilen CEREC 2 sistemi Siemens firması tarafından piyasaya sunulmuştur (119, 120) .

CEREC 2 sistemi Sirona firması tarafından geliştirilerek CEREC 3 sistemi üretilmiştir. Ağız içi kamera, dijital radyografiler ve internet bağlantılı multimedya ile birlikte sunulmuştur. Bu sistemde CEREC In Eos Scanner tarayıcı ve Windows NT yazılımı kullanılmıştır.

CEREC 1'de görülen restorasyonların marjinal uyumlarının zayıf olması ve oklüzal yüzeyin morfolojisinde görülen başarısızlıklar gibi problemler CEREC 2 sisteminde giderilmiştir ve CEREC 3 ile daha da yüksek başarılı restorasyonlar elde edilmiştir. (121-123)

2011 yılında daha kullanışlı olan CEREC SW yazılımı sunulmuştur. Güncellenmiş CEREC SW 4.4.4. yazılımı ile CEREC Omnicam ağız içi kamerası günümüzde kullanılan güncel bir sistem haline gelmiştir (124).

CEREC Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması (CAI-Computer Aided Impression)

Dental sektörde birçok tarama sistemi bulunmaktadır. Bazı tarama sistemleri (örn; CEREC Bluecam) tarama kalitesini artırmak amacıyla bir pudra (oksit tozu) kullanılmasını gerektirir. Tarama işlemi, diş preparasyonun geometrisini kaydetmek için bir dizi statik görüntünün veya bir video görüntüsünün akışına dayanarak yapılır (125) .

CEREC Omnicam ağız içi kamerası pudra kullanımına gerek olmadan diş yüzeyine 0-15 mm gibi yakınlıktan, renkli ve 3 boyutlu ölçü alınmasını sağlamaktadır. Tarama sırasında aktif triangulasyon yöntemi kullanılarak hesaplama yapılır. Ağız içi

yüzeylerden yansıyan farklı dalga boylu ışıklar optik kuruluma gönderilir. CDD (*Charge-Coupled Device*) ile kaydedilir. Böylece üç boyutlu görüntü elde edilir (110, 126).

CEREC Sisteminde Restorasyonun Tasarımı (CAD-Computer Aided Design)

Alınan dijital ölçü bilgisayarda üç boyutlu yansır. Model üzerinde marjin çizimi yapıldıktan sonra, restorasyonun giriş yolu ayarlanır. Sistem otomatik olarak bir model verir ve istenilen tüm değişiklikler yapılabilir. Temas yüzey alanları, diş ile restorasyon arasındaki siman aralığı gibi ayarlamalar sistemde yapılabilir (24).

İstenilen restorasyonun dizaynı tamamlandıktan sonra frezleme işlemi aşaması için restorasyonun blok üzerindeki yeri ayarlanır ve gönderilmek için hazır hale getirilir (127).

CEREC Sisteminde Restorasyonun Üretimi (CAM-Computer Aided Manufacturing)

Üretim sistemleri eksiltme ve ekleme sistemlerine ayrılır. (125). Eksiltici sistemler, bir bloktan veya sinterlenmiş bir materyalden ıslak veya kuru ortamda çalışan, 3,4,5 eksenli frezleme sistemlerinden oluşan ve tanımlanmış hareketlerle hareket edebilen bir frezleme makinesidir (128).

CEREC sistemleri, eksiltici ve ıslak veya kuru bir ortamda çalışan frezleme makinelerine sahiptir. Restorasyonun büyüklüğüne, dişin rengine ve endikasyona göre seramik blok seçilir ve frezleme cihazına yerleştirilir. Frezleme işlemi, konik ve silindirik uçlu iki elmas frez yardımı ile basınçlı su spreyi altında başlar. CEREC MC, X ve XL 4 eksenli frezleme üniteleri bulunur. Bu frezleme üniteleri, 20 mm'ye (MC), 40 mm'ye (MCX) veya 85 mm'ye (MCXL) kadar materyal bloklarını bulundurur. Frezleme işlemi ıslak veya kuru yapılabilir. Üretimi tamamlanan restorasyon cihazın alt kısmındaki hazneye düşer. Elde edilen restorasyon üretici firmanın önerdiği talimatlar doğrultusunda uygulanacak simantasyon, polisaj veya glaze işlemi için hazır hale getirilir (24, 129).

2.3.4. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

1. İndirekt restorasyonların geleneksel üretiminde oluşabilecek teknik hataları en aza indirger (130).
2. Hasta başında, tek seansta tedavinin tamamlanması hasta ve hekim açısından zaman tasarrufu sağlar. Ayrıca geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırır (110).
3. Restorasyonun farklı açılardan bilgisayarda değerlendirilmesini sağlar (28).
4. Restorasyonun karşıt çene ve antagonisti ile olan ilişkisini bilgisayar ortamında net görülmesini sağlar. Bu sayede daha uyumlu tasarım yapılmasına yardımcı olur (28).
5. Dijital ölçü, temiz, kolay ve hızlı bir yöntemdir. Bu sayede hastada bulantı refleksi oluşturmaz (28).
6. Ölçü kaşığının ve materyalinin olmamasının maliyeti azaltır (117).
7. İşlenmiş verilerin saklanabilir ve daha sonra istenirse tekrar kullanılabilir (117).
8. Geleneksel ölçü materyallerinde görülen deformasyon görülmez ve çevreye verdikleri zararlardan korunmuş olunur (117).
9. Laboratuvar alanında iş gücü azalır (28).
10. Yeni çıkan materyallerin kullanımı bu sistemler sayesinde ön plana çıkmıştır (28).
11. Facebow'un neden olduğu rahatsızlığı azaltılır ve facebow'u kullanmaktan daha az zaman alıcıdır. (117)

2.3.5. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

1. Maliyeti yüksektir ve sistemin kullanımı için özel eğitim gerektirir.
2. Restorasyonun sınırı dişeti altına ulaştığı durumlarda dijital ölçü alınamaz.
3. Monolitik blokların kullanımı sonucunda istenilen estetiğin elde edilmesinde zorluk yaşanabilir (110, 117, 131).

2.3.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM teknolojisi ile indirekt restorasyonların yapım süreci kolaylaşmış ve standart bir kalitede estetik restorasyonlar elde edilmektedir. CAD/CAM sistemleri ayrıca yeni materyallerin kullanımına olanak sağlamaktadır (25, 132). Özellikle polikristalin seramiklerin kullanımı ve polimerik matriks içeren yeni materyallerin gelişmesini sağlamıştır (19, 133). CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımları, kompozitler gibi birçok materyal çeşitliliği bulunmaktadır. Genellikle de kullanılan seramikler; alümina, feldspatikler ve zirkonya içerikli materyaller olmuştur (24, 30, 134). Yüksek dayanıklılığa sahip alümina ve zirkonya gibi materyaller sayesinde metal alaşımlı alt yapılar ortadan kalmıştır. Bu sayede optik, fiziksel ve biyolojik olarak uyumlu tam seramiklerden oluşan restorasyonlar elde edilmiştir (135, 136).

Tam seramik restorasyonlar için önceden porselen ile veneerlenen çift tabakalı (*bilayer*) alt yapılar tasarlanmıştır (136). Günümüzde ise cam veya hibrit seramiklerden tek parça (monolitik) restorasyonlar üretilmektedir. Porselen tabakalama işlemlerinin ortadan kalkmış olması ile monolitik restorasyonların kullanılması daha düşük maliyetli restorasyonlara olanak sağlamıştır. Ayrıca veneer restorasyonlarda monolitik restorasyonların kullanılması chipping tarzı kırılmaları önlemiştir (137, 138). Monolitik kronların yapılması; restorasyonun üretim sürecini kısaltmış, maliyeti düşürmüş, daha az preparasyon yapılmasını sağlamıştır. Ayrıca, kor yapı ile seramik arasında ara yüzü ortadan kaldırması gibi önemli bir avantajı da vardır (139-141).

CAD-CAM sistemlerinde kullanılan materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (142) :

1. Feldspatik seramikler
2. Cam matriks güçlendirilen seramikler
 - a) Losit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - b) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

3. İnfiltrasyon seramikler
4. Oksit seramikler
 - a) Alüminyum oksit
 - b) Zirkonyum oksit
5. Nanoseramikler
6. Hibrit seramikler
7. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller

Estetik diş hekimliğinde en yaygın kullanılan materyaller seramikler ve kompozitlerdir. Seramikler kırılğan ve rijitken, kompozitler fiziksel olarak yumuşak ve poröz yapıdadır. Kompozitlerin bu yapısı okluzal kuvvetler karşısında aşınmasına ve zamanla renk değişmesine yol açar (143). Seramikler ise karşıt dişte aşınmaya neden olurlar. Bunun yanı sıra seramikler estetik, aşınma direnci yüksek, biyouyumlu ve renk stabilitesi gibi avantajlara sahiptir. Kompozitler, zayıf aşınma direnci, düşük mekanik özelliklere ve polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlara sahiptir (16). Bu sebeple bu iki materyalin avantajlarına sahip nanoseramikler ve polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip hibrit seramik materyaller geliştirilmiştir (144).

Nanoseramikler, nano boyuttaki seramik partiküller ile üretan dimetakrilat (UDMA) içeren rezin matriksten ve 20 nm silika nanomerden oluşur (142). Rezin içerikli nano seramik bloklar polimerik matrikse eklenmiş nano doldurucudan (Lava Ultimate; 3M ESPE) oluşabildiği gibi nano hibrit doldurucudan (Cerasmart; GC) da oluşabilir. Blokların yapısına silan denilen reçine, matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağ oluşturan madde eklenmiştir (142). Silika monomerler ise birbirine bağlı olarak matriks içinde gömülü olarak bulunur (145). Rezin içerikli bloklar yüksek basınç ve sıcaklık altında üretilirler. Bu durum kompozitlerden daha yüksek hacimli doldurucu içermesine, yüksek dönüşüm oranlarına sahip olmasına ve en önemlisi ise mekanik özelliklerinin daha iyi olmasına neden olur (19, 78, 146). Direkt kompozitler

ile karşılaştırıldığında daha homojen olması ve polimerizasyon büzülmesinin olmaması gibi avantajlara sahiptir (25). Cam seramiklere göre nanoseramiklerin daha az karşıt dişleri aşındırdığı bildirilmiştir (147).

Hibrit seramikler ise sinterlenmiş matriks yapısı arasında kalan boşlukların polimer materyali ile doldurulması ile elde edilir. Bu materyallerin mekanik özellikleri doğal dişe benzer ve kırılma riski daha düşüktür (148). Bu materyaller geleneksel seramiklere göre daha esnektir ve polisaj işlemleri daha kolaydır. Ayrıca işlenmesi kolay, kenar uyumu iyi ve kırılma direnci yüksek ve metakrilat bazlı ışıkla sertleşen materyaller ile kolay tamir edilebilir (89, 109).

Tablo 2.2. CAD/CAM rezin içerikli blokların içeriklerine, polimerizasyon şekillerine, mikroyapısına ve üretici firmalarına göre tanımlanması.

(Awada ve ark. (77), Nguyen ve ark. (146), Mainjot ve ark. (149)'ndan alınmıştır.)

Mikroyapı	Polimerizasyon Şekli	Materyal	Üretici	Doldurucular	Matriks
Dağılmış doldurucular	Işıkla	Paradigm MZ 100 Block	3M ESPE	Silika(0.6µm)+ zirkonya(0.6µm) (ağırlıkça %80-%90)	BİSGMA + TEGDMA
Dağılmış doldurucular	Yüksek basınç	Cerasmart	GC	Silika esaslı cam+ silika (20-100 nm) (ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartikül, %29 polimer)	UDMA + Diğer DMA
Dağılmış doldurucular	Yüksek basınç	Lava Ultimate	3M ESPE	Silika(20 nm)+ zirkonya(4-11 nm)+ zirkonya silika (%0.6-10 µm) (ağırlıkça %80 silika ve zirkonya nanopartikül, %20 polimer)	UDMA
Dağılmış doldurucular	Yüksek basınç	Shofu Block HC	Shofu	Silika esaslı cam+ silika (ağırlıkça %61)	UDMA + TEGDMA
PICN	Yüksek sıcaklık/Yüksek basınç	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik	Sinterlenmiş cam seramik ağı (ağırlıkça %86 poröz seramik, %14 polimer)	UDMA + TEGDMA

Tablo 2.3. Hibrit materyallerin diğer seramikler ile mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.

(Dirxen ve ark. (150)'ndan alınmıştır.)

	Birim	Dentin	Mine	ZrO ₂	Feldspar	Kompozit	Hibrit (Cerasmart)
Bükme dayanımı	MPa	<207	<180	<620	<150	<135	219
Weibull modülü	/	/	/	4-14	6-23	<13	10.2
Young modülü	GPa	<25	<94	<400	>50	<17	25
Vickers sertlik derecesi	GPa	<1	<6	10-12	>6	<6	0.66
Aşınma	µm	/	/	<1	<1	>20	>1
Antagonistte aşınma	µm	/	/	84	53	<10	28
Renk stabilitesi	dE	/	/	<1	<1	>2	<1
Minimal kalınlık	mm	/	/	>0.5	>1.0	Yok	>0.2

Awada ve ark. (77), CAD/CAM ile üretilen hibrit seramik blokları ve felspatik seramik bloklarının karşılaştırdığı bir *in vitro* çalışma yapmışlardır. Lava Ultimate, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vita Enamic, Vitablocs Mark II ve Paradigm MZ100 bloklarının bükülme direnci, bükülme modülü ve elastik modülü karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre Cerasmart ve Lava Ultimate bloklarının daha düşük bükülme modülüne, daha yüksek bükülme direncine ve elastik modülüne sahip olduğu bulunmuştur. Ayrıca bu çalışmada, rezin içerikli seramik blokların felspatik seramiklere göre gözle görülür daha pürüzsüz marjinlere sahip olduğu bulunmuştur.

Tablo 2.4. Hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller.

(Gracis ve ark. (20), Blazt ve ark. (151), Fasbinder ve ark. (152)'ndan alınmıştır.)

	Rezin Matris		Seramikler	Silikat		Seramikler	Oksit Seramikler	
	PMMA-Bazlı Materyaller	Kompozit Rezinler	Rezin Nanoseramikler	Rezin İnfiltrasyon Seramikler	Feldspatik Seramikler	Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler		Lityum Silikat Seramikler
Telio CAD (Ivoclar Vivadent)	Paradigm MZ100 (3M ESPE)	Cerasmart (GC)	VITA ENAMIC (VITA Zahnfabrik)	VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik)	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	VITA SUPRINITY PC (VITA Zahnfabrik)	CEREC Zirconia/Zirconia meso (Dentsply Sirona)
VITA CAD-Temp MonoColors/ MultiColor Blocks (VITA Zahnfabrik)	Tetric CAD (Ivoclar Vivadent)	Lava Ultimate (3M ESPE)		VITABLOCKS RealLife ceramic blocks (VITA)			Celtra Duo (Dentsply Sirona)	inCoris TZI/TZI/C/ZI/ZI meso (Dentsply Sirona)
VITA CAD-Waxx Blocks (VITA North America)	BRILLIANT Crios (Coltene)	Grandio Blocs (VOCO)		VITABLOCKS TriLux Forte (VITA)				KATANA Zirkonya Block (Kuraray Noritake Dental)
CEREC Guide Block/inCoris PMMA (Dentsply Sirona)		HC Block CAD/CAM Ceramic Based Restorative (Shofu)		CEREC Blocs C/C In/ C PC (Dentsply Sirona)				VITA YZ XT/ST/HT ^{White} /HT ^{Color} /T (VITA Zahnfabrik)
artBloc Temp (Merz Dental)		KATANA AVENCIA Block (Kuraray Noritake Dental)						Lava Zirconia Blocks (3M ESPE)
		BRILLIANT Crios (Coltene)						IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)

Cerasmart

Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) CAD/CAM blokları, rezin içerikli esnek nanoseramik matris yapısından oluşur. İçeriğinde yaklaşık olarak %71 silika ve %29 kompozit bulunur. Bis-metakriloksietoksi fenil propan (Bis-MEPP), üretilen dimetakrilat (UDMA) ve dimetakrilat (DMA) içerir. Yaklaşık 20 nm boyutunda silika ve 300 nm boyutunda baryum cam nanopartiküller doldurucu olarak bulunur. Nanoseramik ağın homojen ve eşit dağılımı sayesinde fiziksel özellikleri gelişmiştir. Bu sayede gelen kuvvetlerin dağılımı eşit olmaktadır (153).

Cerasmart, kompozit ve seramik materyallerinin avantajlarını birleştiren bir materyaldir. Hızlı ve kolay frezlenebilir. Bükülme direnci 231 MPa ve esneme direnci ise 7,5 GPa olup esnek, sağlam ve kırılmaya dayanıklı bir materyaldir. Dentine yakın esneklik katsayısı olması yüksek kuvvetler karşısında kolayca kırılmasını önler bu sayede chipping görülmez. Minenin göstermiş olduğu fiziksel özelliklere benzer özellikler gösterir. Aşınmaya karşı dayanıklıdır. Yüksek radyoopasite özelliği gösterir.

Polisajı kolaydır, glazürleme, sinterleme ve kristalizasyon gibi işlemlere ihtiyaç duymaz. Ağız içerisinde kompozit ile tamiri kolay yapılır (154).

CEREC sistemi ile uyumlu olan Cerasmart, inley, onley, endokron, posterior ve anterior kronlar, veneerler, implant destekli kronların yapımında kullanılabilir (154).

Cerasmart restorasyonlarında üretici firmanın önerdiği gibi pit ve fissürlerden ve tüberkül tepelerinden en az 1,5 mm preparasyon yapılmalıdır. Restorasyon duvar kalınlığı en az 1,5 mm olmalıdır. Marjinlerde ise basamak genişliği en az 1 mm kadar olmalıdır. Preparasyonda derin chamfer veya yuvarlatılmış shoulder basamak tercih edilebilir. Taper açısı yaklaşık olarak 6 derece olmalıdır. İnley veya onley restorasyonlarda internal kenar ve köşeler yuvarlatılmalıdır. Ayrıca marjinlerin karşıt diş ile direkt okluzal temasa gelmemesi gerekmektedir (154).

Cerasmart blokların yüksek translüsensi (A1 HT, A2 HT, A3 HT, A3.5 HT, B1 HT) ve düşük translüsensi (A1 LT, A2 LT, A3 LT, A3.5 LT, B1 LT) özelliği gösteren blok çeşitleri vardır. Yüksek translüsensi bloklar restorasyon mine dokusunun yerini alacaksa veya dişte maskelemeye yapmaya gerek olmadığı durumlarda, düşük translüsensi blokları ise preparasyon dentinin dokusunun yerini aldığı anda veya dişte renklenme mevcut ise tercih edilir (139, 154).

Cerasmart restorasyonların glazürlenmesine ve fırınlanmalarına gerek yoktur. Polisaj işlemi elle, polisaj patları, diskler ve polisaj lastikleri ile kolaylıkla yapılabilir. Eğer boyama yapılacaksa nano dolgu teknolojisine sahip Optiglaze renk seti kullanılabilir (154).

Cerasmart blokları ile elde edilmiş restorasyonların simantasyonu adeziv simantasyon yöntemi ile yapılır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda simantasyon öncesinde yüzey hazırlığı için simante edilecek yüzeyin 25-50 µm alümina parçacıkları ile 0.2 MPa basınç altında kumlanması veya %5'lik hidroflorür (HF) asit ile 60 sn boyunca pürüzlendirme işlemi yapılması önerilir. Yüzey hazırlıkları işlemlerinden sonra yüzey yıkanır ve kurutulur, ardından silan bağlayıcı ajan yüzeye uygulanır.

Kullanılacak adeziv sistem çeşidine göre dış yüzeyi de hazır hale getirilerek restorasyonun simantasyonu tamamlanır (154).

Tablo 2.5. Bazı rezin matris seramik bloklar ile Cerasmart bloğun mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.

(Sulaiman ve ark. (125)'ndan alınmıştır.)

Özellikler	Cerasmart	Lava Ultimate	Grandio blocs	HC block CAD/CAM	Katana Avencia	Vita Enamic
Bileşimi	%71 silika ve baryum cam	%80 silika ve zirkonya	%86 nanohibrit doldurucu	Silika tozu, mikrotanecikli silika ve zirkonyum silikat	Silika, alümina dimetakrilat	%63 silika, %23 alümina ve %11 sodyum oksit
Kırılma Dayanımı (Mpa M ^{1/2})	1.22±0.20 ¹⁹	1.60 ¹⁹	-	-	1.47±0.28 ¹⁹	1.23±0.02 ²⁹
Esneme Kuvveti (Mpa)	219 ¹⁸	191±2.70 ²⁵	208 ²⁶	191 ²⁶	230 ^a	152±2.90 ²⁹
Elastik Modülü (Gpa)	7.90 ¹⁸	10.80 ¹⁸	11.10 ¹⁰	9.50 ¹⁰	-	22.10 ¹⁸
Çift Eksenli Dayanım (Mpa)	238 ^a	193 ^a	333 ^a	-	-	130 ²⁸
Su Emilimi (µG/Mm ³)	22.0±0.7 ^a	30.70±0.30 ¹¹	16.90±1.30 ¹¹	39.70±1.30 ¹¹	-	7.00±0.70 ¹²
Suda Çözünürlüğü (µG/Mm ³)	-0.20±0.20 ¹¹	-0.40±0.30 ¹¹	-2.70±0.50 ¹¹	0.60±0.50 ¹¹	-	2.80±0.00 ¹²
Kırılma Yüğü (Newton)	1522±352 ²⁷	2111±500 ²⁸	~2000 ^a	~1200 ^a	3750 ²¹	2766±98 ^a
Vickers sertlik derecesi (VH)	80.06 ¹¹	1.10±0.10 ¹¹	121.80 ²⁵	65.30±2.40 ²⁶	-	2.30±0.10 ¹²
Aşınma (ikili-aşınma)(mm ³)	~105 ^a	~50 ¹³	59.50 ^a	-	-	~50 ¹³
Minimum Okluzal Duvar Kalınlığı	1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm	-	1.50 mm	-
Minimum Sirkumferansiyal Duvar Kalınlığı	1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm	-	1.00 mm	-

2.4. Simanlar

Simantasyon, dış yüzeyi ile restorasyon arasında bağlantı oluşturarak bu iki yüzey arasındaki boşluğu kapatmak amacıyla uygulanan işlemdir. Restorasyonun başarısı üzerinde simanın rolü çok önemlidir (32, 155).

İdeal bir siman; (155, 156)

- Kalınlığı en fazla 25 µm olmalıdır.
- Sertleşme süresi yeterli çalışma zamanı tanıyacak kadar kısa olmalıdır.
- Baskı direnci en az 30-70 MPa kadar olmalıdır.
- Çekme direnci geleneksel simanlarda en az 2 MPa, adeziv simanlarda 40 MPa kadar olmalıdır.
- Pulpaya zarar vermemelidir.
- Ağız içi dokularına toksik olmamalıdır.
- Çözünürlüğü ağız ortamında az olmalıdır.
- Dentine iyi bağlanmalıdır.
- Dentinden daha radyopak olmalıdır.
- Siman artıkları kolay temizlenebilir olmalıdır.

Simanlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir: (157)

1. Geleneksel simanlar
 - a. Çinko fosfat siman
 - b. Polikarboksilat siman
 - c. Cam iyonomer siman
2. Adeziv simanlar
 - a. Rezin siman
 - b. Rezin modifiye cam iyonomer siman

2.4.1. Rezin simanlar

Restorasyonların ağızda kalma süreleri simantasyon ajanlarının etkinliğine ve kullanılan simanın çeşidine bağlıdır (158). Başlangıçta simantasyon ajanı olarak geleneksel simanlar kullanılmıştır. Bu simanların başarısızlıklara yol açması adeziv simanların bulunmasına ve geliştirilmesine yol açmıştır (32).

Adeziv rezin simanlar, mikro doldurucu bulundurması ile aşınma direncinin ve kırılma direncinin yüksek olması, yüksek basınç ve çekme kuvvetine sahip olması, dentine iyi bir adezyon göstermesi nedeniyle seramik ve benzeri materyaller için geleneksel simanlardan daha iyi bir simantasyon materyalidir (159, 160).

Adeziv simanlar, diş dokusuna kimyasal ve mikromekanik kilitleme ile bağlanırken geleneksel simanlar, diş dokusuna mikromekanik olarak bağlanırlar (158). Adeziv simanların hem kimyasal hem de mikromekanik olarak bağlanması dişin ve restorasyonun kırılmaya karşı dayanımını artırır (89).

Adeziv rezin simanlar günümüzde; fiber postların kanal için simantasyonunda, seramik veya kompozitten yapılmış inley, onley, veneer, kron, endokron, köprü ve ortodontik bantların simantasyonunda kullanılmaktadır (161).

2.4.1.1. Rezin simanın yapısı

Rezin simanlar, vizkozitelerinin düşük olması ve doldurucu içeriklerinin az olması nedeniyle kompozitlerden ayrılırlar (162).

Organik Polimer Fazı:

Genelde bisfenol-a glisidil metakrilat (Bis-GMA)'tan oluşan bir organik matriksten oluşur. Son yıllarda adezyonun iyi olmasını sağlayan ve renk değişimine daha dirençli üretilen dimetakrilat (UDMA) da polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Bis-GMA ve UDMA viskoz yapıdadır. Bu viskoz yapıyı kontrol etme amacıyla matriks yapının içine trietilenglikoldimetakrilat (TEGDMA) eklenmiştir (102).

İnorganik Faz:

Ağırlık olarak %20- 75 arasında değişen inorganik doldurucu matriks içerir. Bu matriks içerisine dağılmış çeşitli büyüklükte ve şekilde kuartz, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, iterbiyum, cam, çinko gibi doldurucular vardır. Doldurucu partiküllerin büyüklükleri azaldıkça organik matriks oranı düşer. Bu sayede ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su

emilimi azalırken dayanıklılık artmış olur. Bu doldurucular, mekanik özellikleri güçlendirir, simanın gerilim kopmasına karşı direnç göstermesine, yüksek basma dayanımına sahip olmasına ve çözünürlüklerinin azalmasını sağlar (102, 163).

Ara Faz:

Matriks ile doldurucular arasında bağlanma ara faz ajanı ile sağlanır. Bu ara faz ajanı organik silisyum bileşiği olan silan molekülünden oluşabilir. Uzun moleküllü silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrikse, diğer uçtan da doldurucuya bağlanır. İletilen stresleri matriks yapıdan dolduruculara doğru iletir. Ayrıca silan bağlayıcı ajanlar, rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir. Rezin-doldurucu ara yüzü boyunca su geçişini önler. Bu sayede rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (102).

2.4.1.2. Rezin simanın avantajı ve dezavantajı

Rezin simanlar, geleneksel simanlara göre ağız ortamında çözünürlüğü düşüktür. Bu sayede marjinal sızdırmazlığı daha iyidir. Yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığına sahiptir. Diş dokularına ve seramik gibi farklı yüzeylere adezyon ile bağlanır. Ayrıca farklı renk seçeneklerine sahip olması gibi avantajları vardır (156, 164, 165).

Rezin simanlar uygulamada hassas bir simantasyon prosedürüne sahiptir. Ayrıca siman artığının temizlemesinde zorluk vardır. Pulpada hassiyete yol açabilir. Periodontal dokularda immünolojik etki yapabilir. Ayrıca polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilememesi gibi dezavantajları vardır (156, 164-167).

2.4.1.3. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Seçilen simantasyon yöntemlerine ve simanların çeşitliliğine rağmen hangi restorasyonda hangi simanın kullanılacağı yapılan restorasyonun başarı veya başarısızlığına etki eden en önemli faktörlerdendir (168).

Rezin simanlar,

Polimerizasyon mekanizmalarına göre;

1. Işık ile polimerize olan rezin simanlar (light-cure)
2. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (self-cure)
3. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual-cure)

Adeziv sistemlerine göre de;

1. Etch and rinse simanlar
2. Self etch simanlar
3. Self adeziv simanlar olmak sınıflandırılabilirler (39, 169).

Işık İle Polimerize Olan Rezin Simanlar (Light-Cure):

İçeriğinde ışığa duyarlı olan kamforokinon ve reaksiyonu hızlandırıcı alifatik amin bulunan tek pat şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyon, hızlandırıcı alifatik amin serbest radikallerin açığa çıkması ile başlar. Polimerizasyonu başlatan görünür ışığın dalga boyu 420-450 nm arasındadır. Bu rezin simanlar, görünür ışığın ulaştığı 1,5-2 mm kalınlıktan az olan translusent yapıdaki seramik veya kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Işıkla polimerize olan rezin simanların diğer simanlara göre en önemli avantajı hekime daha fazla çalışma zamanı tanınmasıdır. Bu şekilde hekim polimerizasyon öncesinde kenarlardan taşan fazla simanı rahat uzaklaştırabilir. Diğer bir avantajı ise diğer rezin simanlara göre renk stabilitesi daha üstündür (102, 170).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (Self-Cure):

Çift pat şeklinde üretilir. Kimyasal reaksiyon, başlatıcı organik peroksit ile hızlandırıcı tersiyer aminin reaksiyona girmesi sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisi ile başlar. Bu rezin simanların içerisindeki amin grubunun zaman içerisindeki renklenmesi, çalışma zamanının kısa olması ve sertleşme süresinin hekim

açısından kontrol zorluğu dezavantajlarıdır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ışık geçişinin mümkün olmadığı metal, metal-seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik postlar, opak seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır (171, 172).

Kimyasal ve Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-Cure):

Kimyasal olarak polimerize olan rezinler gibi çift pat şeklinde üretilir. Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olurlar. Dual-cure simanların ana kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcı; katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatıcı peroksit amin bulunur. Bu rezin siman özellikle polimerizasyon ışığının yetersiz olduğu, ışık geçirgenliğinin kısıtlı olduğu 1,5-2 mm'den kalın ve opak restorasyonlarda tercih edilir (102).

Polimerizasyon, simana ulaşan ışık ile başlar ardından kimyasal reaksiyon ile polimerizasyon tamamlanır (43). Peroksit amin yavaş reaksiyon göstererek simanın erken polimerize olmasını önler. Restorasyon yerleştirildikten sonra ışık ile polimerizasyon başlatılır ardından kendi kendine polimerize olan katalizör kısım reaksiyona devam eder (173). Genelde bu simanların translüsent olmasının sebebi çevre dokular ile alttaki diş dokusunun rengini yansıtması ve restorasyonun rengi ile uyumlu olmasındandır. Tam seramik kronların, veneerlerin, seramik veya kompozit inley ve onleyn simantasyonunda kullanılır (43, 102).

Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

Etch and Rinse Rezin Simanlar

Mine ve dentinin %30-40 ortofosforik asit ile farklı sürelerde pürüzlendirildiği 2 veya 3 aşamalı sistemlerdir. Bu pürüzlendirme ile mine dokusunda yaklaşık 5-50 µ'luk porlar oluşur; dentin dokusunda ise smear tabakası ortadan kaldırarak 5-10 µm derinlikte demineralizasyon meydana gelir ve dentin tübülleri ortaya çıkar. Dentin dokusundaki kollajenlerin kollaps yapmasını önlemek için dentin dikkatle kurutulurken nemli bırakılması sağlanır. En önemli aşamalardan biri ise primer

uygulamasıdır. Primer, dentinin ıslanabilirliğini artırır. Primerin içerisindeki hidrofilik monomerler, dentindeki kollajen ağında bulunan su ile yer değiştirerek adezivün etkin bir şekilde penetre olmasını sağlayan hidrofobik bir yüzey oluşturur (171). Ardından içinde Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi hidrofobik monomerler bulunan adeziv rezin uygulanır. Bu rezin simanlar ve adezivler, ışık ile serleşen (light-cure) veya hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (dual-cure) rezin simanlar olabilir (48).

Etch and rinse rezin simanlar en yüksek siman-diş bağlantısını sağlar ancak adezyonu sağlamak için çok adım gerektirir ve bu tekniğin karmaşık olmasını sağlar ve bağlanma etkinliğini tehlikeye atabilir. Bu sebeple self etch ve self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (39).

Self Etch Rezin Simanlar

Etch and rinse sistemlerin dentin kanallarını yeterli derecede tıkamamasından dolayı postoperatif hassasiyetin olduğu düşünüldüğü için bu sistemler geliştirilmiştir (174). Self etch rezin siman sistemlerinde diş yüzeyini hazırlayan primer uygulanır ardından primerin üzerine rezin siman uygulanır. Bu siman sistemi kullanılarak elde edilen bağlantının etch and rinse siman sistemlerindeki kadar yüksek olduğu bulunmuştur (48).

Self Adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar 20 yıldan daha kısa süre içerisinde tanıtılan dual-cure rezin simanlardır. Bu materyaller geleneksel ve rezin esaslı simanların sınırlamalarını ortadan kaldırmak ve adeziv işlem sürecini basitleştirmek amacıyla tasarlanmıştır (39).

Self adeziv rezin simanlar, diş dokusuna mikro-abrazyon, asit, primer, bond gibi ön hazırlık uygulamadan diş yüzeyine bağlanan sistemlerdir. Bu rezin simanlarda simantasyon tek adımda gerçekleşir. İçeriğinde, rezin içine infiltre edilmiş fosforik asit, akrilik veya diakrilat monomerler ve kendinden adeziv özelliğini oluşturan asidik adeziv monomer bulunur (175). Bu sayede siman hidroksiapatite bağlanır (39).

Fosforik asit, restorasyon materyallerindeki partiküller ile, dentin ve su varlığında reaksiyona girerek bağ oluşturur. Resin; çapraz bağlı bir polimer şeklinde polimerize olur (38). Fosforlanmış metakrilatlar self adezyon meydana getirir. Bu sayede diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açar ve simanın diş yüzeyine penetre olmasını sağlar. Bu tüm moleküller polimerize olduklarında siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanmış olur (39, 176).

Diş dokusunun ortofosforik asit pürüzlendirilmemesi, demineralizasyon bölgesi ve infiltrasyon derinliğinin aynı olmasından dolayı nanosızıntı oluşmaz. Ayrıca smear tabakasını kaldırmadığı için dentin tübülleri açığa çıkmaz. Bu sayede dentin tübüllerinden sızabilecek düşük moleküler ağırlıkta asitlerin olmaması, tek aşamada çabuk ve kolay uygulanması ve postoperatif hassasiyet yaratmaması self adezivlerin avantajı olmuştur. Smear tabakasında görülen kısıtlı demineralizasyondan dolayı mine ve dentine sınırlı bağlantı oluşturdukları birçok çalışmada gözlenmiştir (48, 177, 178). Etch and rinse sistemlerine göre diş dokularına bağlantısının zayıf olması bu sebeptendir (39).

Self adeziv resin simanların mine dokusuna dentin dokusuna göre daha zayıf bağlandığı bulunmuştur (39). Bunun sebebi self adeziv resin simanların içeriğindeki fosforik metakrilatın diş dokusu üzerindeki su ile temas ettiğinde düşük pH oluşturması ve bu düşük pH'ın dentin dokusunu mine dokusuna göre daha kolay aşındırması ile açıklanır (39). Burgess ve ark. (39) mine dokusuna bağlanmayı artırmak için mineye selektif etch uygulama yapılmasının bu bağlanmayı yaklaşık 2 katına çıkarılabileceğini bulmuşlardır. Bir başka çalışmada da asit ve bir bonding ajanının mineye uygulandığında mineye bağlanma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir (179-184).

Florür iyonu bulunan ve asit ile reaksiyona girdiğinde florür salınımı yapan bazı self adeziv resin simanlarda dental piyasada bulunmaktadır. Bu simanlar genellikle reaksiyon sırasında nötral pH'a sahiptir. Simanın başlangıçtaki hidrofilik özelliğini veren ve düşük pH'ı nötralize edilmesini sağlayan siman bariyerinde su bulunmasıdır. Bu su molekülü tüketildiğinde düşük çözünürlükte, düşük genleşmede ve uzun süreli stabillitede bir hidrofobik matriks oluşur. Bu simanlar diş yüzeyine mikromekanik

bağlanmanın yanı sıra diş dokusundaki kalsiyum ile zayıf bir kimyasal bağ oluşturarak bağlanabilir (39).

2.5. Simantasyon Öncesi Seramik Yüzey İşlemleri

Başarılı bir simantasyon için seramiğin yapısı, uygulanan siman materyali ve uygulama işlemlerinin yanı sıra simantasyon öncesinde uygulanan yüzey işlemlerinin de bilinmesi gerekmektedir (185). Bu yüzey işlemleri, materyalin temas alanın artmasına ve yüzey enerjisi ile ıslanabilirliğin de artmasına neden olur (186, 187). Bu sayede uygulanacak olan siman mikro çukurcuklara infiltre olur ve mikromekanik bir kilitleme sağlar (188).

Seramik materyalinin tipine göre simantasyon öncesi uygulanacak yüzey işlemleri değişmektedir (158). Seramik yüzeyine uygulanan işlemler mekanik, kimyasal veya hem kimyasal hem de mekanik olarak uygulanmaktadır (189).

Mekanik Yüzey İşlemleri

1- Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Seramik yüzeyin elmas gibi sert parçacıklar ile pürüzlendirilmesi işlemidir (190). Bu işlem ile seramik yüzeyin topografyası, yüzey enerjisi ve pürüzlülüğü değiştirilir (187). Kullanılan frezin elmas partikül büyüklüğü, uygulama basıncı, süresi ve hızı seramiğin pürüzlendirilmesini etkileyen faktörlerdir (191). Seramiklerin pürüzlendirilmesinde kullanılan frezler, partikül büyüklüklerine göre farklı renklerde kodlanmıştır. Buna göre çok kalın grenli frezler siyah bantlı (150-180 μm), kalın grenli frezler yeşil bantlı (125-150), orta grenli frezler mavi bantlı (100- 110 μm), ince grenli frezler kırmızı bantlı (45-50 μm) ve çok ince grenli frezler sarı bantlı (15-30 μm) olarak kodlanmıştır (192, 193). Zirkonya gibi özellikle sert materyaller için siyah ve yeşil bantlı frezlerin bir kombinasyonu olan kalın grenli (120-200 μm) frezler tercih edilir (194).

2- Kumlama

Kumlama veya diğer adı ile air abrazyon yöntemi, seramik yüzeyinde aktif ve temiz bir yüzey ortaya çıkarmak için kontamine tabakaların ve oksitlerin uzaklaştırıldığı, bu yüzeye mikromekanik olarak bağlanmayı sağlayan günümüzde yaygın kullanılan bir işlemdir (185, 195). Bu işlem, alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile gerçekleştirilir. Alüminyum oksit partikülleri seramik yüzeyinde bulunan zayıf parçacıkları uzaklaştırır ve yüzeyi düzensiz hale getirir. Bu sayede seramik yüzeyinin mekanik retansiyonu, ıslanabilirliği ve adezyonu artar (196). Kumlama etkinliği, alüminyum oksit partikül büyüklüğüne, kumlama cihazının açısına, basınca ve uygulama süresine bağlı olarak değişir (196). Kumlama için genellikle 30 ile 250 μm arasında alüminyum oksit partikül boyutu, 2-3 bar altında uygulama basıncı, 5-20 mm uzaklıktan kumlama ucunun püskürtülmesi ve 15 sn kadar bir uygulama süresi önerilir (196, 197). Silika bazlı materyallerde dikkatli kullanmak gerekir. Çünkü aşırı basınçla kumlama yapılması seramik materyalinde kopma ve aşırı materyal kaybına neden olur (105, 193).

3- Asit ile Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işlemindeki asit, cam matriks içerisindeki silika ile etkileşime girerek heksaflorosilika oluşur ve cam matriks ortadan kalkarak kristal yapı orta çıkar. Bu sayede seramik yüzeyinde mikromekanik retansiyonunu artıran yüksek yüzey enerjisi oluşur (198).

Hidroflorik asit, fosforik asit ve asidüle fosfor florür kullanılabilir.

a) Hidroflorik asit (HF)

Hidrojen floridin sulu çözeltisidir (199). Hidroflorik asit, silikon dioksit ile etkileşime girerek seramik materyalin cam fazını çözer ve seramiğin pürüzlülüğünü, bağlanma dayanımını artırır. Aynı zamanda değme açısını düşürerek mikromekanik retansiyon için yüzeyi hazırlar (158, 199-202). Hidroflorik asit, seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde en sık tercih edilen yöntemdir. %2,5-10 arasındaki

konsantrasyonlarda, 1-3 dakika arasında değişen uygulama süresine sahiptir. Kullanım süresi ve konsantrasyonu seramik türüne göre değişmektedir (200).

Hidroflorik asit, cam fazı çözerek mikro retansiyon alanları yaratarak restorasyon ve rezin siman bağlantısını güçlendirir. Bu yüzden camsı içeriği zayıf olan yüksek kristalin seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde kullanılması önerilmez (203-205).

b) Fosforik asit

Ortofosforik asit (H_3PO_4), genellikle seramik yüzeylerinin temizlenmesi ve adezyonu artırmak için kullanılır. %35-40 oranlarında bulunan fosforik asitin yapılan çalışmalarda seramik yüzeyinin topografisini belirgin bir derecede değiştirmediği bulunmuştur (200, 206).

c) Asidüle fosfat florür

Seramik yüzeyinde homojen ve düzgün bir alan yaratmak için %1.23 oranında kullanılabilir (207, 208). Fakat, hidroflorik asit kadar güçlü bir asit değildir.

4- Lazer İle Pürüzlendirme

Lazer ile pürüzlendirme için Er: YAG ve Er,Cr:YSGG lazerleri kullanılmaktadır (209, 210). Lazer enerjisinin mekanizması, ışık enerjisini ısı enerjisine dönüştürülmesine dayanır. Enerjinin materyal içerisindeki su molekülleri tarafından absorbe edilmesi ile ani bir ısı artışı ve buharlaşma meydana gelir. Yüksek buhar basıncı ablasyon adı verilen çok sayıda mikro patlamaya neden olur. Bu mikro patlamalar sonucunda krater tarzında madde kaybı olur. Bu krater tarzı gözenekli yapılar mikro retansiyon alanları yaratır ve rezin simanın bağlanması sağlar (211).

5-Plazma Sprey Yöntemi

Plazma sprej yöntemi ile pürüzlendirme yeni bir metottur. İçeriğindeki kimyasal aktif parçacıklar ile materyallerin yalnızca yüzeyini etkileyerek yüzey

enerjisini artırır. Ayrıca yüzey kimyasını da optimize eder (212). Bu yöntemde kimyasal ve fiziksel özellikleri farklı olan buharlar ve florin, heksametildisiloksan, kalay oksit veya klorosilan gibi plazmalar kullanılır (188).

Plazma sprey ile pürüzlendirme yöntemi polikarboksilat seramik ve cam seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak amacıyla kullanılabilir (212).

Kimyasal Yüzey İşlemleri

Silan uygulaması

Silan, adezivler ile seramik materyali veya metal arasındaki bağ arttırmak amacıyla kullanılır (213). Silan, inorganik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır. Ayrıca düşük viskoziteye sahip rezin simanların yüzeyde akıcı olmasını sağlayarak mikromekanik retansiyonu artırır (214).

Silanlar, bifonksiyonel moleküllerdir. Hidroksil grubu ile seramik materyalinde bulunan silikon dioksite, diğer fonksiyonel grubu ile de adezivin organik kısmına ya da rezin simanın matrisine kovalent bağ oluşturarak kopolimer oluşturur. İçeriğindeki zayıf asitler de siloksan bağlarını oluşturur (105, 215, 216). Seramik- rezin arasındaki kimyasal bağlantıda en sık kullanılan silan bağlantı monomeri 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (MPS)'dir (199, 200, 215).

Silan, genellikle 10-50 nm kalınlığında uygulanması gerekir. Silanın kat kat sürülmesi ile kalınlık artar ve bu da koheziv bir yıkım meydana getirir (200). Silan kalınlığını azaltmak için ısı uygulaması yapılabilir (200, 217).

Silika bazlı seramiklerde, asit ile pürüzlendirme yapıldıktan sonra silan uygulaması kimyasal olarak rezin simanın seramik yüzeyine bağlanmasını artırır. Ancak silika içermeyen ve kimyasal olarak stabil bulunan Y-TZP (ytiriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya) seramiklerine silan uygulamasının bağlantı üzerinde bir etkisi yoktur (218). Aynı şekilde cam infiltre alüminyum oksit bazlı seramiklerde silan

uygulamasının kimyasal bir bağ oluşturmaz, ancak kumlama yapıldıktan sonra silan uygulaması yüzeyin ıslanabilirliği için kullanılabilir (204).

Ulusal adeziv dişhekimliği ve yapılan *in vitro* çalışmalar rezin matriks seramiklerin yüzey işlemleri için en iyi yöntemin hidroflorik asit ve silan uygulaması olduğunu belirtmişlerdir (21, 199, 202, 219).

Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri

Silika kaplama işlemleri

1-Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplaması modifiye edilmiş alümina partiküllü silika kumu ile yapılır. Silika kumu yüzeye basınç ile uygulandığında bir silika tabakası oluşturur ve alümina partikülleri metal veya seramik yüzeyin 15 µm derinliğine kadar infiltre olur (213). Tribokimyasal silika kaplama ile bağlantı hem kimyasal hem de mekanik yöntemle olur. Yüzeyin silika ile kaplanması, silan ve rezin arasında kimyasal bağlantıyı, kumlama yapılması ile de yüzeyde mikromekanik bağlantı alanları oluşturmasını sağlar (200, 213).

Tribokimyasal silika kaplama çeşitli yöntemlerle yapılmaktadır. Bu yöntemlerin hepsinde silika ile modifiye edilmiş 30 µm boyutlarındaki Al₂O₃ kum kullanılır. Sistemlerin aralarındaki farklılığı içerdikleri silika-alümina oranı oluşturur (220). Bu sistemlerin genellikle alüminyum oksit bazlı tam seramiklerde kullanılması önerilir (197).

a) Cojet Sistemi

Silika kaplama işlemi soğuk silikatizasyon yöntemi ile yapılır (221). Cojet sistemi restorasyon tamirinde kullanılacaksa intraoral, restorasyonun simantasyonun da kullanılacaksa ekstraoral olarak yapılır (221, 222). Üretici firma Cojet sistemi ile silika kaplamasının ardından yine de silan uygulamasını önermiştir (185).

b) Siljet Sistemi

Silika modifiye edilmiş Al_2O_3 kum intraoral olarak uygulanır (220, 223). Siljet sistemi uygulaması sonrasında uygulanan silan ile bağlantı dayanımı arttığı belirtilmiştir (224).

c) Siljet Plus Sistemi

Siljet Plus Sistemi, tribokimyasal kaplama ile silan uygulamasının aynı anda gerçekleştiği sistemlerdir. Bu sayede hasta başındaki süre azalmış, rezin kompozitlerin bağlanması için daha uygun yüzey oluşturulmuştur (223).

d) Rocatec Sistemi

Rocatec sistemi, laboratuvarında uygulanan bir sistemdir (199). Basıncılı havadan püskürtülen partiküllerin kinetik enerjisi ile seramik yüzeyinde ani $1200^\circ C$ 'e kadar sıcaklık yükselir. Bu absorbe edilen enerji ile yüzeyde mikroskobik olarak defektler oluşur. Bu defektlerin derinliği ve büyüklüğü partiküllerin kinetik enerjisine bağlıdır (225). Oluşan defekt alanlarına silika modifiye edilmiş alümina partikülleri gömülür ve yüzey silika ile kaplanır (225).

2-Pirokimyasal silika kaplama

Pirokimyasal silika kaplama, yüksek sıcaklıkta bulunan silanın kimyasal reaksiyon ile silikaya dönüştürülerek uygulandığı sistemdir (226, 227). Yüzey $0.1-1.0 \mu m$ kalınlığında silika ile kaplanır. Kaplama solüsyonunda tetraetoksisilan (TEOS) bulunur. Bu sistemlerde $150-200^\circ C$ arasında alev kullanılır. Bu metot çok az uygulama alanı bulmuştur (226-228).

2.6. Klinik Değerlendirme Kriterleri

Bir restorasyonun klinik olarak değerlendirilmesinde objektif olabilmek için restorasyonun incelenmesinde çeşitli kriterler ve skora sistemine ihtiyaç vardır. Bu kriterlerde restorasyonların mükemmelliği, başarılı bulunması veya başarısız bulunması, restorasyonun tamiri gibi skorlar yer almalıdır (229).

Klinik değerlendirmelerde direkt ve indirekt restorasyonlar için 1971 yılında Cvar ve Ryge (53) renk eşleşmesi, kavite yüzeyi kenar boşluğu, anatomik form, marjinal adaptasyon ve çürük açısından olmak üzere beş kriter önermiştir. 1980 yılında bu kriterler yeniden düzenlenmiş ve 'Modifiye Ryge Kriterleri veya Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmetleri (USPHS-Modified United States Public Health Service) Kriterleri' adını almıştır (229). İlk beş kritere postoperatif hassasiyet, kırık, oklüzyon, retansiyon gibi yeni kriterler eklenmiştir. Her kategori kendi içinde skorlanmıştır. Skora aşağıdaki şekilde yapılmaktadır: (53)

A (Alfa): Restorasyon klinik olarak mükemmeldir.

B (Bravo): Restorasyon klinik olarak kabul edilir. (Küçük defektler vardır ancak klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir).

C (Charlie): Restorasyon klinik olarak kabul edilemez. (Ciddi defektler vardır bunun için tam bir başarısızlığın önlenmesi için restorasyonun uzaklaştırılması gerekir.)

D (Delta): Restorasyon başarısızdır. (Restorasyon başarısızdır ve hemen değiştirilmesi gerekmektedir.)

Günümüzde Hickel ve ark. (230, 231) 2007 yılında sunduğu estetik, fonksiyonel ve biyolojik açıdan üç kritere dayanan FDI (*World Dental Federation*) kriterleri ve USPHS sisteminin bir çeşidi olan CDA (*California Dental Association*) tarafından önerilen 'Diş Bakımı Kalite Standartları (*Standarts of Quality of Care*) kriterleri de kullanılabilir (232, 233)

3. BİREYLER ve YÖNTEM

Bu klinik çalışmada, klinikte hekimlerin sık olarak karşılaştıkları geniş çürük lezyonu olan veya kırılmış, değişmesi gereken eski restorasyonu bulunan posterior dişlerin CAD/CAM sistemi ile hibrit seramik blok (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak üretilmiş inley ve onley restorasyonların iki farklı adeziv rezin siman (Relyx U200 Automix, 3M ESPE, Seefeld, Almanya ve GC LinkForce, GC, Tokyo, Japonya) ile simantasyonun klinik açıdan değerlendirilmesi amaçlandı. Restorasyonların klinik başarısı 'Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (*Modified United States Public Health Service- USPHS*) Kriterleri'ne göre başlangıç, 6, 12 ve 18 aylarda değerlendirildi.

Bu deneysel klinik çalışma için, Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 20.02.2019 tarihli 2019/08-23 (KA-19008) karar numarası ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan 16.05.2019 tarihli 68869993-511.06-E.79859 sayılı ve 2019-066 konu numarası ile etik kurul onayı alındı. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.

(Tablonun devamı 47. sayfadır.)

Materyal	İçerik	Üretici Firma Ve Lot No
Cerasmart	Matriks: Bis-MEPP, UDMA ve DMA Doldurucu: Silika (%71)(20nm), silisyum dioksit, barium cam (300nm)	GC, Tokyo, Japonya Lot= 1804262
RelyX U200 Automix	Metakrilat monomer içeren fosforik asit, metakrilat monomer, cam toz ile güçlendirilmiş silan, silika ile güçlendirilmiş silan, TEGMA, başlatıcı, stabilize edici, alkali doldurucu, pigment vericiler	3M ESPE, Seefeld, Almanya Lot= 4226747
G-Cem LinkForce	Paste A: bis-GMA, UDMA, DMA, başlatıcı ve pigment vericiler	GC, Tokyo, Japonya Lot= 1611071

	Paste B: bis-MEPP, UDMA, DMA, başlatıcı, Bis-EMA, Dibenzoil peroksit, BHT Doldurucu: Baryum borat cam	
G-Premio Bond	MDP, MDTP, 4-MET, metakrilat monomer, aseton, su, silikon dioksit	GC, Tokyo, Japonya Lot= 1909161
G-Premio Bond DCA	Başlatıcı, distile su, etanol	GC, Tokyo, Japonya Lot= 1610242
G-Multi Primer	Etil alkol, metakrilat monomer, silan, MDP, MDTP, DMA	GC, Tokyo, Japonya Lot= 1611021
IPS Ceramic	%5 Hidroflorik asit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein Lot= Y03912
Monobond N	Silan metakrilat, fosforik metakrilat, sülfid metakrilat, alkol	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein Lot= X36474
TheraCal LC	Kalsiyum oksit, kalsiyum silikat stronyum, silica, baryum sülfat ve baryum zirkonat içeren bir mineral kısım, Bis-GMA, polidimetakrilat	Bisco, Schaumburg-illinois, ABD Lot= 1900004288
OptraFine	Lastik: Sentetik kauçuk, elmas granül, titanyum dioksit Cila pastası: gliserin, sodyum lauril sülfat, propilen glikol, elmas tozu	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein Lot=WL0855
<p>Kısaltmalar= Bis-GMA: bisphenol A glycidyl methacrylate, MDP: methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, MDTP: methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate, TEGDMA: triethylene glycol dimethacrylate, 4-MET: 4-methacryloyloxyethyl trimellitate, UDMA: urethane dimethacrylate, DMA: Dimethacrylate, Bis-EMA: Bisphenol A polyethethylene glycol dieter dimethacrylate, BHT: Butylated hydroxytoluene, Bis-MEPP: 2,2-Bis (4-Methacryloxypropoxyphenyl) propane</p>		

3.1. Araştırmaya Katılan Bireylerin Seçimi

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran hastalardan, posterior bölgede vital dişlerine inley veya onley restorasyonu gerektiren 18-65 yaş arası, 38'i kadın ve 15'i erkek 53 hasta (70 diş) çalışmaya dahil edildi. Her hasta için çalışma protokolü yazılı ve sözlü olarak açıklandı ve her katılımcıdan bilgilendirilmiş onam formu alındı.

Gönüllülerin araştırmaya dahil edilme kriterleri:

1. İnley veya onley restorasyonu yapımına herhangi bir sorun teşkil etmeyen sistemik hastalığı olan veya sistemik hastalığı olmayan sağlıklı bireyler
2. 18 yaşından büyük olanlar
3. Ağız sağlığı iyi olan bireyler
4. Ağız içi muayenesi sonrasında posterior vital dişlerinde en az 1 tane geniş ve derin çürük lezyonu olan veya kırılmış, değişmesi gereken eski restorasyonu bulunan hastalar
5. Çalışma hakkındaki bilgilendirilmeyi takiben aydınlatılmış onam formunu okuyup çalışmaya dahil olmayı kabul eden bireyler

Gönüllülerin araştırmaya dahil edilmeme kriterleri:

1. İleri derecede periodontal hastalığı olan bireyler
2. Hareketli bölümlü protez kullanan bireyler
3. Bruksizmi olan bireyler
4. Malokluzyonu bulunan bireyler
5. Kanal tedavili veya servikal çizginin altında prepare edilmiş dişleri bulunan bireyler
6. Çalışma hakkındaki bilgilendirilmeyi takiben aydınlatılmış onam formunu okuyup çalışmaya dahil olmayı reddeden bireyler

3.2. Ağız İçi Muayene

Posterior bölgede inley veya onley gerektiren vital dişlere sahip, çalışmaya gönüllü katılan hastaların detaylı ağız içi muayenesi yapıldı. Restorasyon yapılacak dişin kalan destek dokusu, pulpanın üzerinde kalan dentin dokusu miktarı, interokluzal mesafesi, karşıt dişte doğal dişlenme ya da kron, köprü, kompozit dolgu gibi restorasyonların bulunup bulunmadığı, kapanış ilişkileri ve fonksiyonda olup olmadığı değerlendirildi. Ayrıca, dişlerin radyolojik değerlendirilmesi yapıldı. Restore

edilecek dişe ait hastanın şikayetleri değerlendirilerek vitalite testi yapıldı ve tedavinin başlangıcında dişin asemptomatik olup olmadığı belirlendi.

3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Bu çalışmada, G*Power 3.1 programı kullanılarak örneklem büyüklüğüne karar verildi.

Çalışmada, amacı belirlenmiş kriterler bakımından RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman ve G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv rezin siman arasındaki farklılığı araştırmak olduğu için, örneklem büyüklüğünü bulmak amacıyla G*Power 3.1 programının ki-kare testi ile ilgili kısmı kullanıldı. 2 serbestlik derecesi ile testin gücü %90 hata payı %5 ve etki büyüklüğü 0,50 olarak alındı. Restorasyon sayısı her bir grupta 26 olmak üzere toplamda en az 51 olarak belirlendi. Muhtemel terkler göz önüne alındığında, her bir teknikte 35 restorasyon olmak üzere, toplam 70 restorasyon yapılması planlandı.

3.4. Randomizasyon (Rastgeleleştirme)

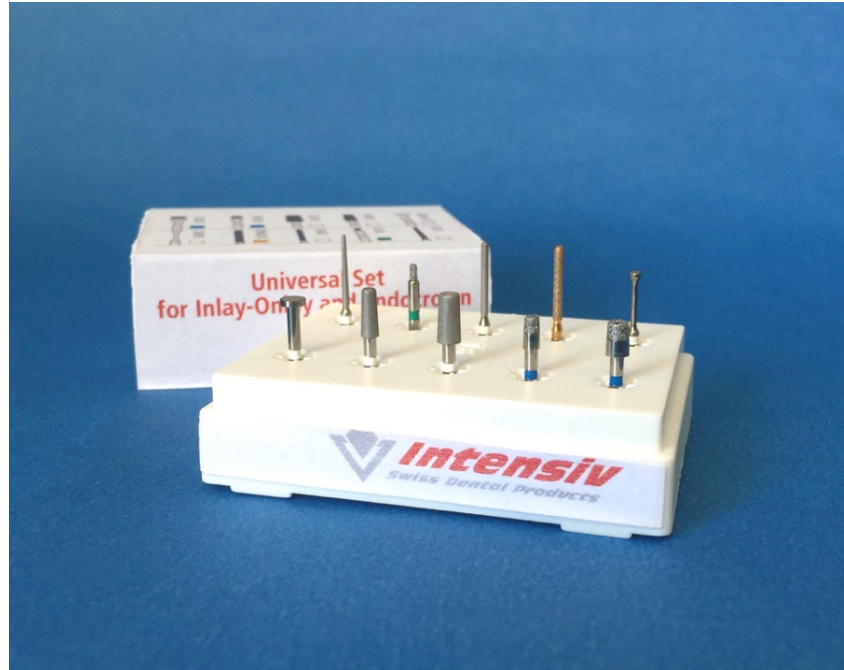
Çevrimiçi yazılım ile engellenmiş bir randomizasyon listesi hazırlandı. (www.sealedenvelope.com). Randomizasyon kodu, iki tedavi olasılığına göre RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman (RU) ve G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv simana (GL) göre oluşturuldu. Hekim restore edilecek ilk kadrandan başlayarak, ardından randomizasyon kodunu içeren iki opak kapalı zarf arasından seçim yaptı. Zarflar, klinik araştırmanın hiçbir aşamasında yer almayan bir personel tarafından hazırlandı.

3.5. Dişlerin Preparasyonu

Tüm dişlerin preparasyonları, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Kliniği'nde tek bir hekim tarafından yapıldı.

Dişin preparasyonundan önce bir renk skalası (VITA klasik renk skalası, Vita-Zahnfabrik, Almanya) kullanılarak renk tespiti yapıldı ve dişin tedavi öncesi dijital fotoğraflarla kayıt edildi.

Tedavi öncesinde çalışmaya gönüllü katılan hastalara ağız hijyen motivasyonu verildi. Çalışmaya dahil edilen dişlere öncesinde pomza ve su karışımı kullanılarak silikon esaslı lastik ile polisaj yapıldı. Çürük dokusu bulanık dişlerde, düşük devirli (W&H, Dentalwerk Bürmoos GmbH, Avustralya) çelik rond frezler kullanılarak çürük kaviteden uzaklaştırıldı. Değişmesi gereken dolgu materyali bulunan dişler ise su soğutması altında hava basınçlı tur motoru (W&H Synea, Dentalwerk Bürmoos GmbH, Avustralya) kullanılarak eski dolgu materyali uzaklaştırıldı. Amalgam dolguların uzaklaştırılması sırasında lastik örtü (OptraDam Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Ardından hava basınçlı tur motoruna 012-16 ML numaralı elmas frez (İntensiv, Swiss Dental Products, Montagnola, İsviçre) takılarak inley veya onley kaviteleri prepare edildi (98). Prepare edilen yan duvarlar ve taban arasında yaklaşık 5-10 derece oklüzal yönde birbirinden uzaklaşır şekilde açlandırıldı. Kavosurface açılar yuvarlatılarak kavite sınırlarının dışa bakan duvarları butt joint olacak şekilde bitim yapıldı ve preparasyon marjin sınırları düzgün ve belirgin olacak şekilde ayarlandı. Marjin ve ince feather kenarlara bevel preparasyonu yapılmadı. Minimum materyal kalınlığına uyularak kaspların zayıflamış olduğu durumlarda postoperatif restorasyon veya kasp kırığı riskini azaltmak için fonksiyonel kasplardan en az 2 mm, fonksiyonel olmayan kasplardan en az 1,5 mm redüksiyon yapıldı ve iç açılar keskin bırakılmadı (154, 234-237).

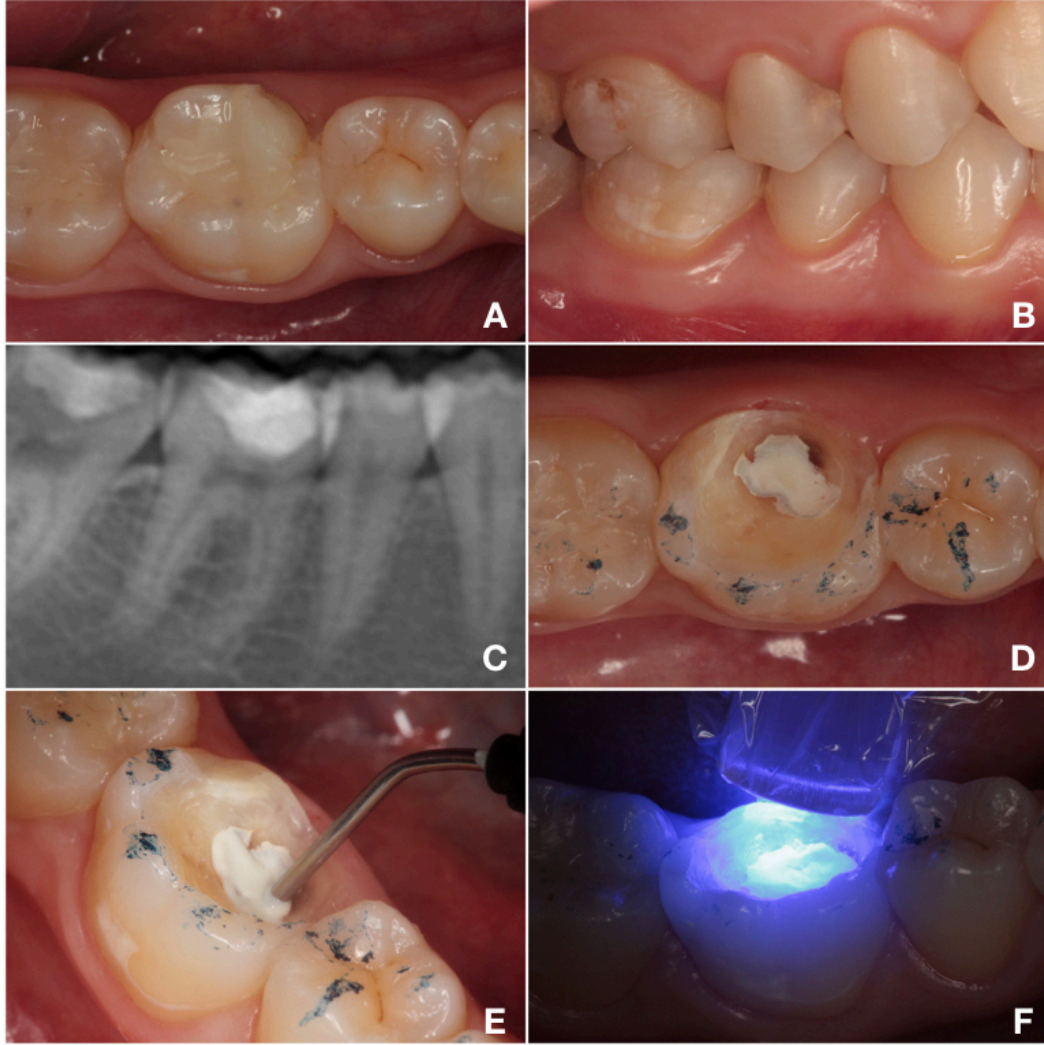


Şekil 3-1. Intensiv universal inley-onley frez seti.

Derin kavitelere pulpa yaklaşan (pulpanın üzerinde yaklaşık 1 mm ve daha az dentin kalınlığı kaldığı durumlarda) ve hassasiyet hissedilen yerlere pulpa koruyucu olarak rezin esaslı kalsiyum silikat materyali (TheraCal LC, Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) ince bir tabaka olarak uygulandı ve 20 sn *light emitting diode* (LED) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Küçük andırkat alanları bulunan yerleri kapatmak amacıyla rezin modifiye cam iyonomer siman (RIVA Light-cure, SDI, Victoria, Avusturalya) uygulandı.



Şekil 3-2. TheraCal LC.



Şekil 3-3. Dişin preparasyonu ve taban maddesi uygulanması.

A- Dişin tedavi öncesi görünümü B-Bukkal kapanış C-Radyografik görünümü
D-Preparasyon sonrası E-TheraCal uygulaması F-TheraCal'ın polimerize edilmesi.

3.6. Ölçü ve Restorasyonların Üretimi

Çalışmaya dahil edilen dişlerin preparasyonları tamamlandıktan sonra dijital ölçü işlemine geçildi. Dijital ölçü alınması, inley veya onley restorasyonlarının tasarımı ve restorasyonların üretimi için CEREC (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) CAD/CAM cihazı kullanıldı.

Dijital ölçü işleminden önce bilgisayarda restorasyon tasarımı için kullanılan CEREC SW 4.4.4. yazılımı açıldı. Ardından hastanın bilgilerini içeren hasta kaydı oluşturuldu. Devamında restore edilecek diş numarası, kullanılacak materyal bloğu ve

hekimin restorasyonu kendisinin tasarlamasına imkân veren biogeneric individual modun seçimi yapıldı.

İntraoral ölçü CEREC Omnicam (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) ağız içi kamerası kullanılarak alındı. Tarama işlemi üretici firmanın talimatları doğrultusunda reflektör ışığı kapatılarak, prepare edilen dişe, kan ve tükürük gelmeyecek şekilde kuru bir ortamda ve dijital kamera dıştan 3-5 mm uzakta tutularak alındı. İlgili dişi kapsayan kadrandan üst çene, alt çene ve bukkal kapanış kaydı olmak üzere üç ölçü alındı. Bu üç ölçünün birleşimi ile restorasyon yapılacak dişin 3 boyutlu dijital modeli elde edilmiş oldu.

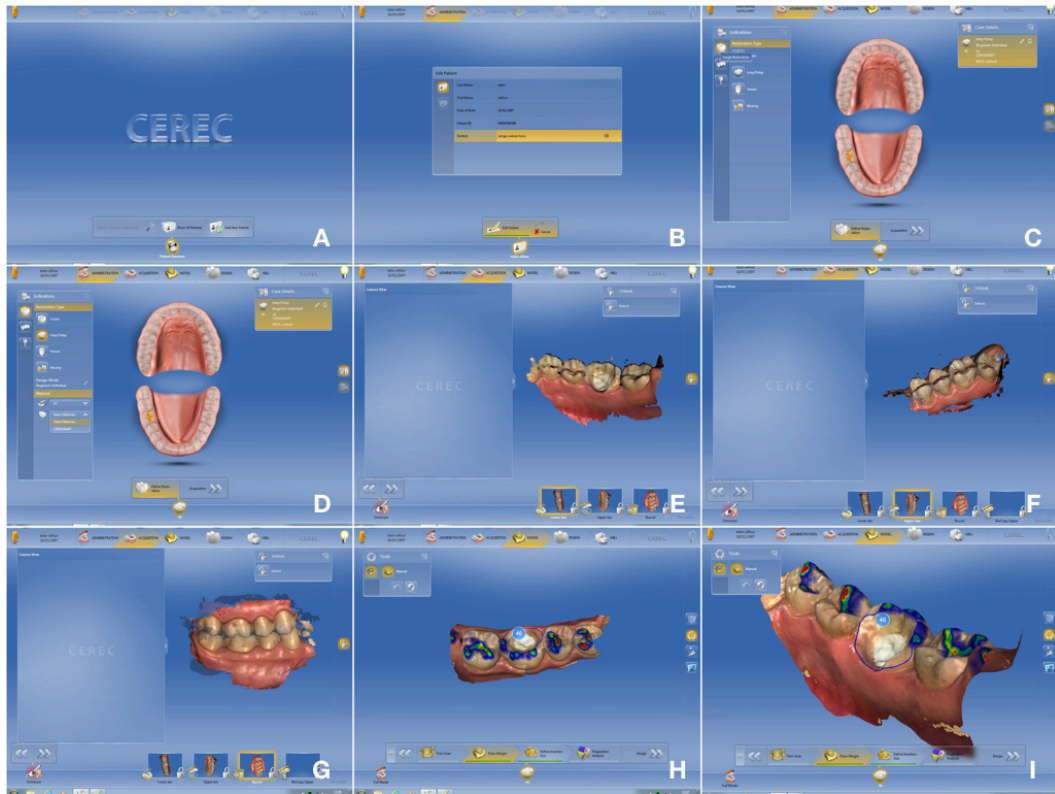
Görüntünün kalitesi ve doğruluğundan emin olunduktan sonra restorasyonun sınırlarını belirlemek için programda yer alan 'Draw Margin' kısmında marjin çizimi yapıldı. Marjin çizimi tamamlandıktan sonra programda bir sonraki adım olan restorasyonun giriş açısının belirlendiği 'Define Insertion Axis' adımına geçildi. Giriş açısı, sarı renk ile uyarı vermeyecek şekilde ayarlandı. Model kısmında gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra programda tasarım kısmına geçildi.

Parametre seçeneklerinde diş ile restorasyon arasındaki siman aralığı 100 µm olarak belirlendi. Program, restorasyonu otomatik olarak verdi. Restorasyon, karşıt diş ve yandaki dişler ile ilişkisi baz alınarak ekleme, çıkarma veya pürüzsüzleştirme yapılarak restorasyon tasarlandı. Tasarımı tamamlanan restorasyonun blok boyutu seçildi. Tijin yeri proksimal kontakt bölgesine gelmeyecek şekilde ayarlandı ve frezleme yapılacak cihazın seçimi yapıldı.

CEREC frezleme cihazına (CEREC MC, Sirona Dental, Bensheim, Almanya) ait torklu özel bir tornavida ile Cerasmart 14 HT blokları yerleştirildi. Blokların frezlenmesinde özel frezler (*Cylinder Pointed Bur 12S-Step Bur 12S*, Sirona Dental Bensheim, Almanya) kullanıldı. Ardından frezleme cihazı kullanım talimatları doğrultusuna uyarak çalıştırıldı. Bilgisayara bağlı frezleme cihazına programdan restorasyon tasarımı gönderildi ve restorasyonların üretimi gerçekleştirildi. Frezleme cihazında ortalama bir restorasyon, 13 ile 18 dakika arasında üretildi.

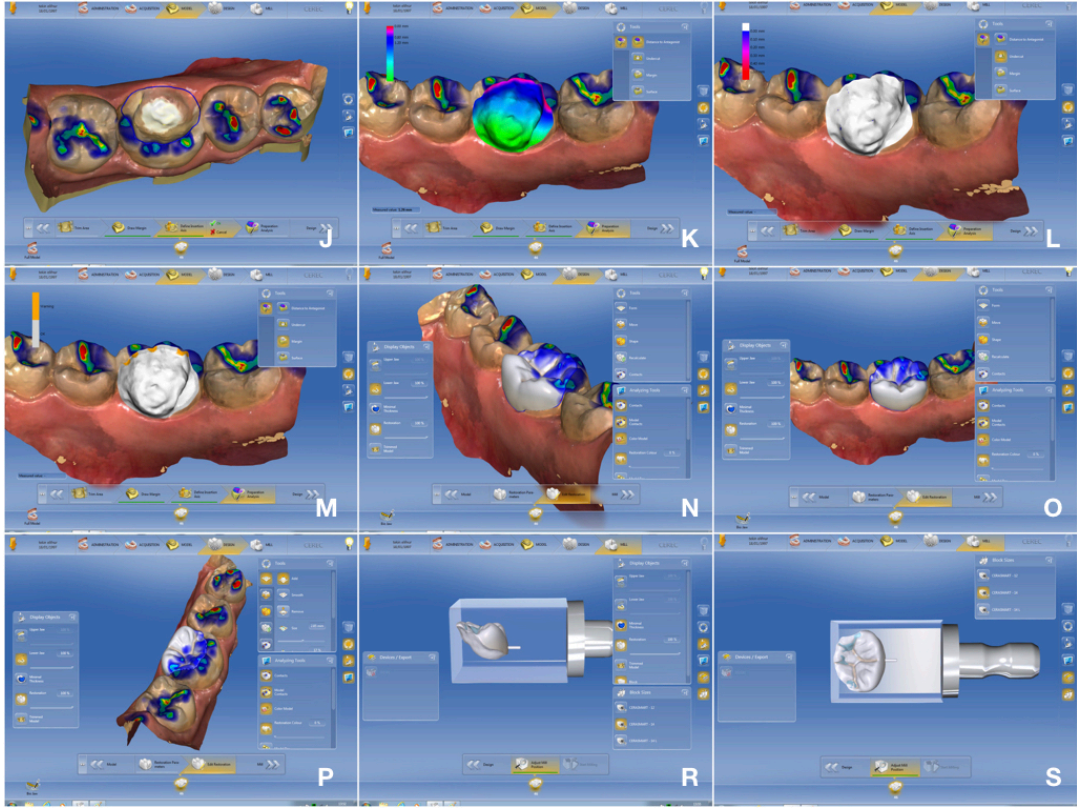


Şekil 3-4. Cerasmart A2 HT.



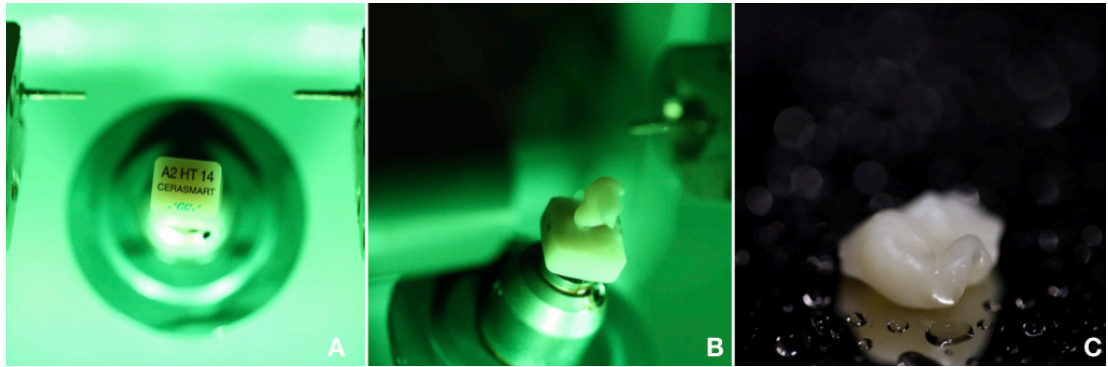
Şekil 3-5. Restorasyonun tasarımı.

A-CEREC programı B-Hasta bilgilerinin oluşturulması C-Restorasyon tipinin seçilmesi D-restorasyon materyalinin seçilmesi E-Restorasyon yapılacak bölgenin dijital ölçüsü F- Restorasyon yapılacak bölgenin karşıt arkının dijital ölçüsü G- Bukkal kapanışın dijital ölçüsü H,I-Restorasyonun marjİN çizimi.



Şekil 3-6. Restorasyonun tasarımı.

J- Giriş yolunun kontrolü K, L, M- Preparasyon analizi N, O, P-Restorasyon tasarımı R-restorasyonun kontrolü ve tijn ayarlanması S- Blok boyutunun seçimi ve frezleme cihazına aktarımı.



Şekil 3-7. Restorasyonun üretimi.

A- Cerasmart 14 HT bloğun yerleştirilmesi B- frezleme cihazında kesimi C- Restorasyonun üretilmesi.

3.7. Restorasyonların Simantasyonu

Bu çalışmada, 70 restorasyon 2 gruba ayrılarak, 35 restorasyon self adeziv rezin siman (RelyX U200 Automix, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile, diğer 35 restorasyon ise etch and rinse adeziv siman (G-Cem LinkForce, GC, Tokyo, Japonya) ile simante edildi.

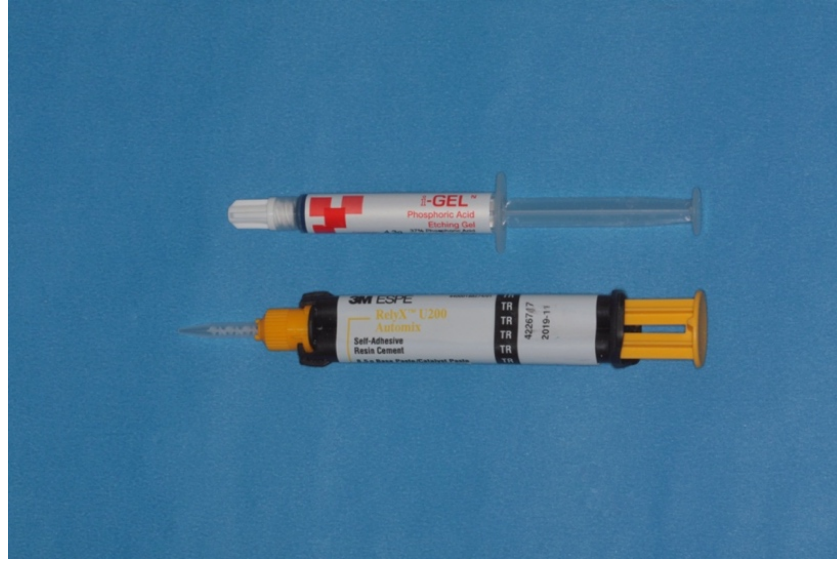
Tablo 3.2. Çalışmada yapılan simantasyonların dişlere ve çenelere göre dağılımı.

	PREMOLAR		MOLAR	
	Relyx U200 Automix	G-Cem Linkforce	Relyx U200 Automix	G-Cem Linkforce
ÜST	İnley -	-	1	1
ÇENE	Onley 4	1	8	9
ALT	İnley -	-	1	-
ÇENE	Onley 1	-	20	24
TOPLAM	5	1	30	34

RelyX U200 Automix ile simantasyon

Diş Hazırlığı:

Simantasyon öncesinde pamuk rulolar, tükürük emici ile dişin çevresi izole edildi. Asit uygulamadan önce yandaki dişler teflon bant ile izole edildi. Preparasyonlu dişin mine kenarlarına selektif etch yöntemi ile yüksek vizköziteli %37 ortofosforik asit jel (i-GEL, i-dental, Siauliai, Litvanya) 15 sn uygulandı. Ardından asit, bol su ile yıkanarak uzaklaştırıldıktan sonra tekrar izolasyon sağlandı.



Şekil 3-8. i-GEL fosforik asit ve RelyX U 200 Automix self adeziv rezin siman.

Restorasyon Hazırlığı:

CAD/CAM sistemi ile hibrit seramik olan Cerasmart bloktan elde edilen inley veya onley restorasyonların iç yüzeyi, üretici firmanın talimatları doğrultusuna uyarak %5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 60 sn süreyle pürüzlendirildi. Hava ve su spreyi kullanılarak bol su ile 60 sn yüzeyde hiçbir asit artığı kalmayacak şekilde yıkandı ve kurutuldu. Ardından silan ajanı Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir bond fırçası ile 60 sn uygulandı. Ardından kuvvetli bir hava spreyi uygulandı.



Şekil 3-9. IPS Ceramic Etching Gel ve Monobond N silan.

Restorasyonların Diş Simantasyonu:

RelyX U200 Automix'in karıştırma ucunun V şeklindeki kenar çıkıntılına şırınga olukları ile V şeklindeki çıkıntılar arasında hizalanarak bir Mixing Tip Regular takıldı. Her hasta için farklı bir karıştırma ucu kullanıldı. Siman, inley veya onleyn iç yüzeyine bir miktar sürülerek restorasyon giriş yolu doğrultusunda dış yüzeyine yerleştirildi. Restorasyonun tamamen sabitleşmesini temin etmek için restorasyon üzerine aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Fazlalıklar 2'şer sn gibi kısa bir ışıklamanın ardından okluzal yüzeyden sond ile, ara yüzeyden diş ipi yardımıyla uzaklaştırıldı. Mesial, distal, bukkal, lingual/palatinal ve okluzalden olmak üzere tüm yüzeyler 40 sn boyunca gücü 1.200 mW/cm² olan *light emitting diode* (LED) (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Restorasyonların kenarlarındaki pürüzlü yüzeyleri, elmas frezlerle, alüminyum oksit kaplı disklerle alındı. Daha sonra oklüzyon kontrol edildi. Fazlalıkların alınmasından sonra dişeti sulkusu ve etrafındaki bölgeler dikkatlice kontrol edildi ve ağızda kalan siman artıkları varsa temizlendi.

G-Cem LinkForce ile simantasyon

Diş Hazırlığı:

Simantasyon öncesinde pamuk rulolar, tükürük emici ile dişin çevresi izole edildi. Asit uygulamadan önce yandaki dişler teflon bant ile izole edildi. Preparasyonlu dişin mine kenarlarına selektif etch yöntemi ile yüksek vizköziteli %37 'lik ortofosforik asit jel (GC Etchant, GC, Tokyo, Japonya) 15 sn uygulandı. Ardından asit, bol su ile 5 sn yıkanarak uzaklaştırıldıktan sonra hafif hava sıkılarak kurutuldu ve tekrar izolasyon sağlandı. Dual-cure modunda kullanılacağı için G-Premio Bond bire bir oranında G-Premio Bond DCA ile karıştırıldı ve diş 10 sn bir bond fırçası ile uygulanarak 20 sn beklendi. Ardından kuvvetli bir hava spreyi 5 sn boyunca uygulandı.



Şekil 3-10. GC Etchant, GC-Multi Primer, G-Premio Bond DCA, G-Premio Bond ve G-Cem LinkForce Adeziv Rezin Siman.

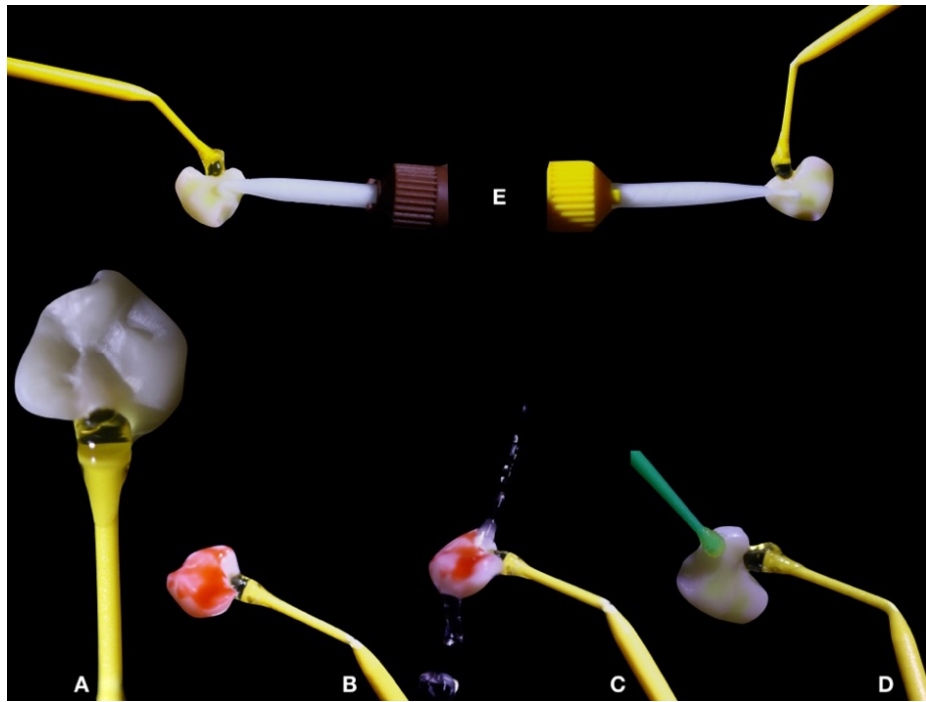
Restorasyon Hazırlığı:

CAD/CAM sistemi ile hibrit seramik olan Cerasmart bloktan elde edilen inley veya onley restorasyonların iç yüzeyi, üretici firmanın talimatları doğrultusunda uyarak %5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 60 sn süreyle pürüzlendirildi. Hava ve su spreyi kullanılarak bol su ile 60 sn yüzeyde hiçbir asit artığı kalmayacak şekilde yıkandı ve kurutuldu. Ardından silan ajanı içeren GC-Multi Primer bir bond fırçası ile 10 sn uygulandı, 5 sn ile hava ile kurutuldu.

Restorasyonların Dişe Simantasyonu:

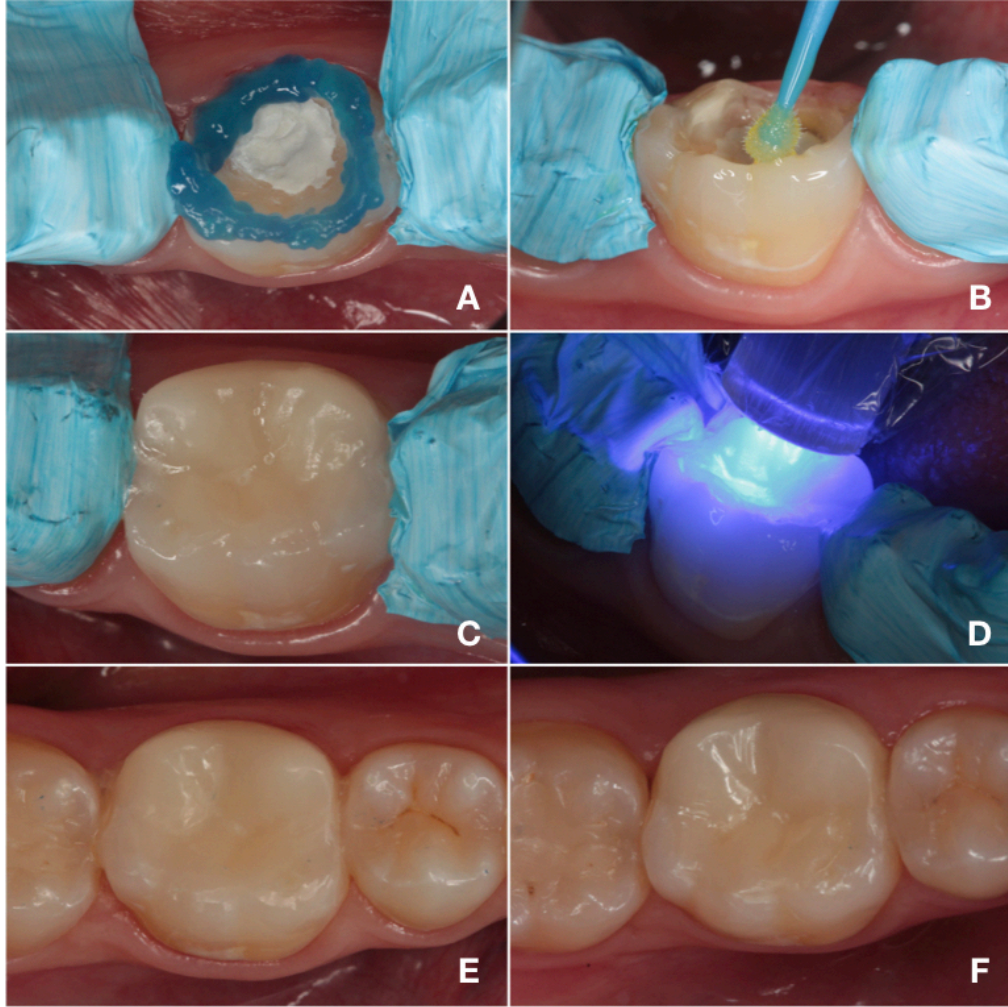
G-Cem LinkForce'un karıştırma ucunun V şeklindeki kenar çıkıntılına şırınga olukları ile V şeklindeki çıkıntılar arasında hizalanarak bir Automix Tip takıldı. Her hasta için farklı bir karıştırma ucu kullanıldı. Siman, inley veya onleynin iç yüzeyine bir miktar sürülerek restorasyon giriş yolu doğrultusunda dış yüzeyine yerleştirildi. Restorasyonun tamamen sabitleşmesini temin etmek için restorasyon üzerine aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Fazlalıklar 2'şer sn

gibi kısa bir ışıklandırmanın ardından okluzal yüzeyden sond ile, ara yüzeyden diş ipi yardımıyla uzaklaştırıldı. Mezial, distal, bukkal, lingual/palatinal ve okluzal olmak üzere tüm yüzeyler 40 sn boyunca gücü 1.200 mW/cm^2 olan *light emitting diode* (LED) (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Restorasyonların kenarlarındaki pürüzlü yüzeyleri, elmas frezlerle, alüminyum oksit kaplı disklerle alındı. Daha sonra oklüzyon kontrol edildi. Fazlalıkların alınmasından sonra dişeti sulkusu ve etrafındaki bölgeler dikkatlice kontrol edildi ve ağızda kalan siman artıkları varsa temizlendi.



Şekil 3-11. Restorasyon yüzeyinin hazırlanması.

A- Restorasyonun görünüşü B-Hidroflorik asit uygulaması
C- Hidroflorik asitin yıkanması D- Silan uygulaması E- Siman uygulaması.



Şekil 3-12. Diş yüzeyinin hazırlanması ve simantasyonu.

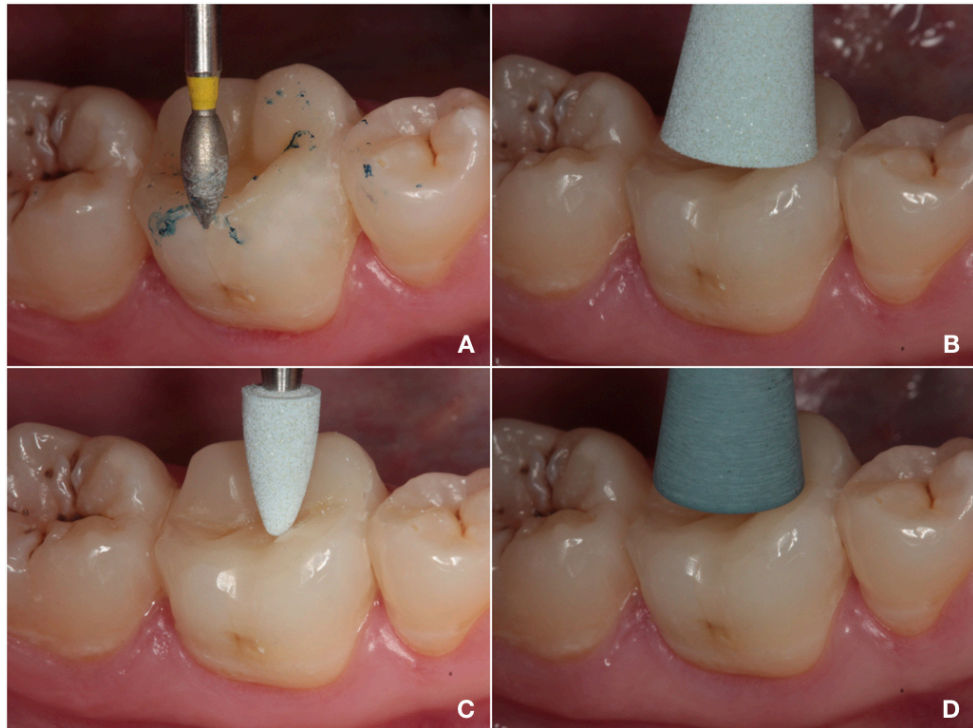
A- Mineye asit uygulaması B- G-Cem LinkForce için G-Premio bond uygulaması C- Restorasyonun simantasyonu D- Restorasyon ve simanın polimerize edilmesi E- Restorasyonun simantasyon sonrası F- Restorasyonun bitim ve parlatılmasından sonrası

Restorasyonların Bitim ve Parlatılması:

Simantasyon tamamlandıktan ve artıklar uzaklaştırıldıktan sonra sentrik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketler kontrol edilerek gerekli görülen yerler sarı bantlı kompozit bitim frezleri yardımı ile alındı. Tekrar komşu diş ile proksimal kontakt ilişkisi diş ipi ve kompozit zımparası ile kontrol edildi. Tüm kontroller tamamlandıktan sonra Cerasmart inley veya onleylerin parlatılması el ile elmas granüller ve titanyum dioksit içerikli OptraFine Polisaj lastikleri (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak yapıldı.



Şekil 3-13. OptraFine Polisaj Seti.

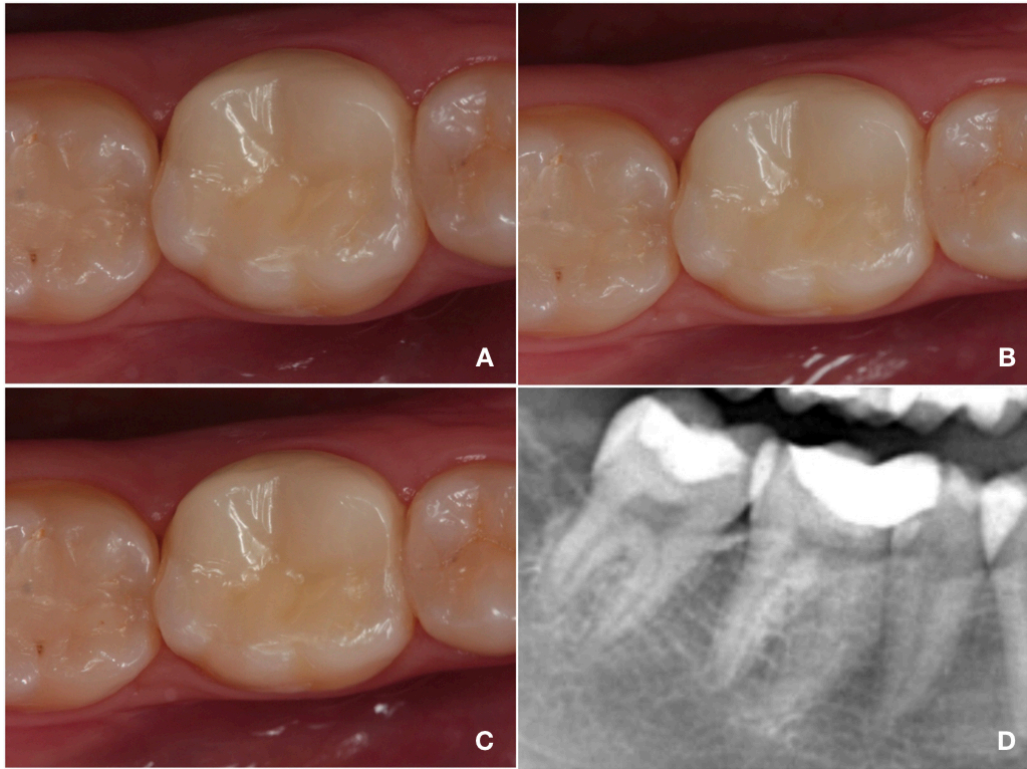


Şekil 3-14. Restorasyonun bitim ve parlatılması.

- A- Sarı bantlı kompozit bitim frezi ile yüksekliğin alınması
 B, C, D- OptraFine polisaj seti kullanarak restorasyonun parlatılması

3.8. Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi

Yapılan tüm restorasyonlar yapıldıktan hemen sonra (başlangıç) 6, 12 ve 18 ay sonra birbirleri ile entegre olmuş iki deneyimli hekim tarafından değerlendirildi. Her kontrol seansından sonra restorasyonu yapılmış dişin periapikal radyografisi alınarak incelendi. Ayrıca restorasyonlu dişin vitalite kontrolü için dişin sağlam yüzeyinden bir elektrikli vitalite cihazı ile kontrolü yapıldı. Restorasyonların değerlendirilmesi, Ryge tarafından modifiye edilip geliştirilen Modifiye USPHS Kriterleri (Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti- *Modified United States Public Health Service*) kullanılarak yapıldı.



Şekil 3-15. Restorasyonun aylara göre görünümü.

A- Restorasyonun 6 ay sonrası (GL) B- Restorasyonun 12 ay sonrası (GL)
C- Restorasyonun 18 ay sonrası (GL) D-Restorasyonun radyografik görünümü

Modifiye USPHS Kriterleri (53)

- 1) **Yüzey Yapısı:** Restorasyonun yüzey yapısının komşu dişler ile uyumlu olup olmadığının değerlendirildiği kriterlerdir. Görsel ve sond ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 2) **Sekonder Çürük:** Restorasyon ve diş birleşim sınırında ya da restorasyon altında herhangi bir sekonder çürük gelişip gelişmediğinin kontrol edildiği parametredir. Görsel ve radyolojik muayene ile tespit edilir. Alfa ve Bravo olarak değerlendirilir.
- 3) **Anatomik Form:** Restorasyonun kalan diş dokusu ve komşu dişler ile anatomik olarak eşleşmesi değerlendirilir. Görsel ve sond ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 4) **Renk Uyumu:** Restorasyonun kalan diş dokusu ve komşu dişler ile renk ve translüsensi bakımından eşleşmesi değerlendirilir. Görsel muayene ile tespit edilebilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 5) **Marjinal Adaptasyon:** Restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki geçiş ve bütünlüğün değerlendirildiği kriterdir. Görsel ve sond ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 6) **Kenar Renklenmesi:** Restorasyon ve diş ara yüzeyinde meydana gelen renk değişimidir. Restorasyon materyalleri ve siman arasındaki kimyasal reaksiyon sonucu meydana çıkabilir. Görsel muayene ile tespit edilebilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 7) **Diş Bütünlüğü:** Diş dokusunun bütünlüğü değerlendirilir. Görsel, sond ve radyografi ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 8) **Restorasyon Bütünlüğü:** Restorasyonun bütünlüğü değerlendirilir. Görsel, sond ve radyografi ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.
- 9) **İnterproksimal Kontakt:** Restorasyon ve komşu dişin proksimal kontakt alanları değerlendirilir. Diş ipi ile kontrol edilir. Alfa ve Bravo olarak değerlendirilir.

10) **Hasta Memnuniyeti:** Hastanın tedaviden sonraki geri bildirimini değerlendirilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.

11) **Postoperatif Hassasiyet:** Hastanın restorasyon yapıldıktan sonraki hipersensitivitesi değerlendirilir. Soğuk sprey, buz veya vitalite test cihazları ile muayene edilir. Alfa, Bravo, Charlie ve Delta olarak değerlendirilir.

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan kriterler.

(Tablonun devamı 66. ve 67. sayfadadır.)

(Cvar ve ark. (53), Spitznagel ve ark. (76), Derchi ve ark. (238)'ndan alınmıştır.)

Yüzey yapısı	Alfa	Tamamen pürüzsüz yüzey vardır.
	Bravo	Hafif pürüzlü yüzey veya küçük girintiler vardır.
	Charlie	Görünür çatlaklar ve girintiler vardır, görsel ve dokunsal pürüzlü yüzey bulunur.
	Delta	Görünür hasar görmüş yüzey vardır, başarısız bir restorasyon belirtisidir.
Sekonder çürük	Alfa	Restorasyonun altında sekonder çürük yoktur.
	Bravo	Restorasyonun altında sekonder çürük vardır.
Anatomik form	Alfa	Restorasyon dişin anatomisi ile uyumludur.
	Bravo	Restorasyon, dişin mevcut anatomik formuyla uyumsuz, ancak dentin açığa çıkmamıştır.
	Charlie	Restorasyon dişin mevcut anatomik formuyla uyumsuz, dentin açığa çıkmıştır: restorasyonun değiştirilmesi gerekir.
	Delta	Restorasyonun kısmen veya tamamen kaybı vardır.

Renk uyumu	Alfa	Restorasyon ve diş arasında renk farkı yoktur.
	Bravo	Restorasyonun renk ve saydamlığında hafif bir değişiklik vardır.
	Charlie	Restorasyonun renk ve saydamlığında orta derecede değişiklik vardır.
	Delta	Restorasyon ve diş arasında kabul edilemez renk farkı vardır.
Marjinal adaptasyon	Alfa	Marjin boyunca gözle görünür bir açıklık, sond ile bir takılma yoktur.
	Bravo	Marjin boyunca gözle görünür girintiler vardır ve hafifçe sond takılır.
	Charlie	Marjin boyunca gözle görünür açıklık vardır. Sondun içine doğru ilerlediği girintiler vardır.
	Delta	Restorasyonda kırık, eksiklik ya da hareketli parça vardır.
Kenar renklenmesi	Alfa	Marjin boyunca gözle görünür bir renklenme yoktur.
	Bravo	Marjin boyunca hafif bir renklenme vardır, polisaj ile giderilebilir.
	Charlie	Marjin boyunca belirgin bir renklenme vardır, polisaj ile giderilemez.
	Delta	Marjinin büyük kısmında çıkmayan güçlü renklenme vardır.
Diş bütünlüğü	Alfa	Dişte herhangi bir kırık yoktur.
	Bravo	Görünür mine çatlakları vardır, ancak dentin açığa çıkmamıştır.
	Charlie	Görünür mine çatlakları vardır, dentin açığa çıkmıştır.
	Delta	Kasp kırığı veya diş kırığı vardır.

Restorasyon bütünlüğü	Alfa	Restorasyonda çatlak veya kırık yoktur.
	Bravo	İki veya daha fazla çatlak vardır; marjinal adaptasyonu veya interproksimal kontağı etkilemez.
	Charlie	Marjinal adaptasyonu veya interproksimal kontağı etkileyen kırık vardır.
	Delta	Restorasyonda kısmen veya tamamen kayıp vardır
İnterproksimal kontakt	Alfa	Restorasyon ve komşu diş arasında kontakt vardır.
	Bravo	Restorasyon ve komşu diş arasında kontakt yoktur.
Hasta Memnuniyeti	Alfa	Hasta memnuniyeti yüksektir.
	Bravo	Hasta estetik sonuçtan şikayetçidir.
	Charlie	Hasta restorasyonda düzeltme talep etmiştir.
	Delta	Hasta tamamen memnuniyetsizdir.
Postoperatif hassasiyet	Alfa	Simantasyondan sonra hassasiyet vardır ancak kanal tedavisine gerek yoktur.
	Bravo	Semptomlar devam etmiştir, ancak kanal tedavisine gerek yoktur.
	Charlie	Semptomlar devam etmiştir, restorasyonun kaldırılması gerekir.
	Delta	Semptomlar devam etmiştir, kanal tedavisine gerek vardır.

Yapılan tüm restorasyonlar CAD/CAM konusunda deneyimli iki diş hekim tarafından e-calib adında bir web tabanlı eğitim ve kalibrasyon aracı kullanılarak (www.e-calib.info) başlangıç, 6, 12 ve 18 ay sonra birbirleri ile önceden kalibre edilerek değerlendirildi. Değerlendiriciler arası anlaşma istatistiği (Kappa), aralarındaki anlaşmayı değerlendirmek için hesaplandı. Kalibrasyon için her

kriterin puanını temsil eden 10 fotoğraf kullanıldı. Değerlendirmeye başlamadan önce değerlendiricilerin anlaşma skoru en az %85 olarak ayarlandı. Kalibre olmuş ve restorasyon prosedürlerine kör olan ve restorasyonları yapmayan iki deneyimli değerlendirici tarafından restorasyonlar ayna, sond ile görsel muayene ve radyografik değerlendirme yapılarak incelendi. Değerlendiricilerin restorasyon türü hakkında ön bilgileri olmadan değerlendirme yapıldı.



Şekil 3-16. Tüm kriterlerde 6,12 ve 18. ayı değerlendirilen restorasyonun " Alfa"olarak skorlanmasına bir örnek (RU).

3.9. İstatistiksel Analiz

RelyX U200 Automix ve G-CemLinkForce adeziv rezin simanları uygulanan hastalara başlangıç 6, 12 ve 18. aylarda kontrol yapıldı. Bu kontrollerde hastalar yüzey yapısı, sekonder çürük, anatomik form, renk uyumu, marjinal adaptasyon, kenar renklenmesi, diş bütünlüğü, restorasyon bütünlüğü, interproksimal kontakt, hasta memnuniyeti, postoperatif hassasiyet kriterleri bakımından değerlendirildi.

Çalışmada yer alan tüm kriterler için sıklık (yüzde) değerleri verildi. RelyX U200 Automix ve G-CemLinkForce grupların aylara göre karşılaştırılması Ki-kare

(χ^2) analizi kullanılarak yapıldı. Bunun yanı sıra, RelyX U200 Automix ve G-CemLinkForce gruplarının zamana bağılı değişimi Friedman testi kullanılarak incelendi.

RelyX U200 Automix ve G-CemLinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların zaman içinde araştırmaya kaydedilen 53 hasta / 70 restorasyona göre ağızda kalım oranı Kaplan-Meier algoritması kullanılarak hesaplandı.

Veriler, SPSS (*The Statistical Package for The Social Sciences*) 23 programı kullanılarak analiz edildi. İstatistiksel sonuçlar $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, Cerasmart hibrit CAD/CAM bloğu kullanılarak iki farklı adeziv rezin siman (RelyX U200 Automix ve G-Cem LinkForce) kullanılarak 38 kadın (%71,6) ve 15 erkek (%28,4) olmak üzere 18-65 yaşındaki (ortalama: 37,75) 53 hastaya 70 restorasyon simante edildi. Bu dişlerden 24 tanesi üst çenede (%34,2), 46 tanesi alt çenede (%65,8), 6 tanesi premolar (%8,5), 64 tanesi molar (%91,5), 3 tanesi inley (%4,2), 67 tanesi onley (%95,8)dir.

Bu çalışmaya dahil edilen 53 hasta tüm kontrol seanslarına gelmiştir. 18 ayın sonunda 70 restorasyon (%100) kontrol edilmiştir.

Tablo 4.1. Restorasyonların dişlere ve çenelere göre dağılımı.

		PREMOLAR	MOLAR	TOPLAM
ÜST ÇENE	İnley	-	1	24
	Onley	5	18	
ALT ÇENE	İnley	-	2	46
	Onley	1	43	
TOPLAM		6	64	70

RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan (n=35) iki hastanın 1. ayın sonunda postoperatif hassasiyeti geçmediği için restorasyon yapılan iki diş kanal tedavisi yapıldı ve bu yüzden bu restorasyonlar 6., 12. ve 18. aylarda yapılan kontrollerden çıkarıldı (n=33)(n; değerlendirilen restorasyon sayısı).

G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv rezin siman uygulanan (n=35) iki restorasyondan biri 5. ayda debonding görüldüğü için 6. 12. ve 18. aylarda yapılan kontrolden çıkarıldı (n=34). Bir başka restorasyon 10. ayda debonding görüldüğü için 12. ve 18. aylarda yapılan kontrolden çıkarıldı. Bu restorasyonlar tekrar aynı siman ile simante edildi ve takipleri devam etmektedir. G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv rezin siman uygulanan bir restorasyon 10. ayda restorasyonda klinik olarak kabul edilemeyecek düzeyde kırık görüldüğü için 12. ve 18. Ayda yapılan

	Delta	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
Kenar Renklenmesi	Alfa	%100 (35)	%90.9 (30)	%84.8 (28)	%81.8 (27)	%100 (35)	%97.1 (33)	%93.8 (30)	%90.6 (29)
	Bravo	%0	%9.1 (3)	%15.2 (5)	%18.2 (6)	%0	%2.9 (1)	%6.3 (2)	%9.4 (3)
	Charlie	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Delta	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
Diş Bütünlüğü	Alfa	%100 (35)	%94,3 (33)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (35)	%100 (34)	%100 (32)	%100 (32)
	Bravo	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Charlie	%0	%5,7 (2)	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Delta	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
Restorasyon Bütünlüğü	Alfa	%100 (35)	%94,3 (33)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (35)	%97,1 (34)	%94,1 (32)	%100.0 (32)
	Bravo	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Charlie	%0	%5,7 (2)	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Delta	%0	%0	%0	%0	%0	%2,9 (1)	%5,9 (2)	%0
İnterproksial Kontakt	Alfa	%100 (35)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (35)	%100 (34)	%100 (32)	%100 (32)
	Bravo	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
Hasta Memnuniyeti	Alfa	%100 (35)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (35)	%100 (34)	%100 (32)	%100 (32)
	Bravo	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Charlie	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Delta	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
Postoperatif Hassasiyet	Alfa	%100 (35)	%85.7 (30)	%100 (33)	%100 (33)	%100 (35)	%85.3 (29)	%100 (32)	%100 (32)
	Bravo	%0	%8.6 (3)	%0	%0	%0	%14.7 (5)	%0	%0
	Charlie	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0	%0
	Delta	%0	%5.7 (2)	%0	%0	%0	%0	%0	%0

Yüzey Yapısı

Materyallerin yüzey yapısı skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.3.'de özetlenmiştir. Her iki grupta restorasyonların hiçbirinde gözle görülür pürüzlülük ortaya çıkmamış, tamamı "Alfa" skoru ile skorlanmıştır. Yüzey yapısı bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.3. Materyallerin yüzey yapısı skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Yüzeysel Yapısı	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		33	%100	-	-	-	34	%100	-	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Sekonder Çürük

Materyallerin sekonder çürük skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.4.'te özetlenmiştir. Yapılan restorasyonların hiçbirinde 18 aylık takip süresi boyunca sekonder çürük gözlenmemiş olup tüm restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı. Sekonder çürük bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.4. Materyallerin sekonder çürük skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Sekonder Çürük	RelyX U200 Automix			G-Cem LinkForce			
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Başlangıç		35	%100	-	35	%100	-
6. ay		33	%100	-	34	%100	-
12. ay		33	%100	-	32	%100	-
18. ay		33	%100	-	32	%100	-

n=değerlendirilen restorasyon sayısı

Anatomik Form

Materyallerin anatomik form skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.5.'te özetlenmiştir. Her iki grupta da restorasyonların tamamı dişin anatomisi ile uyumlu bulunup tüm restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı. Anatomik form bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.5. Materyallerin anatomik form skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Anatomik Form	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		33	%100	-	-	-	34	%100	-	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Renk Uyumu

Materyallerin renk uyumu skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.6.'da özetlenmiştir. Her iki grupta da restorasyonların hiçbirinde restorasyon ve diş uyumunda renk farkı ortaya çıkmadığı için restorasyonların tamamı “Alfa” skoru ile skorlandı. Renk uyumu bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.6. Materyallerin renk uyumu skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Renk Uyumu	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce				
	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Kontrol										
Başlangıç	35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay	33	%100	-	-	-	34	%100	-	-	-
12. ay	33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay	33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Marjinal Adaptasyon

Materyallerin marjinal adaptasyon skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.7.'de özetlenmiştir. Her iki grupta da hiçbir restorasyonun marjini boyunca gözle görünür bir açıklık ortaya çıkmadığı için restorasyonların tamamı “Alfa” skoru ile skorlandı. Marjinal adaptasyon bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.7. Materyallerin marjinal adaptasyon skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Marjinal Adaptasyon	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		33	%100	-	-	-	34	%100	-	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Kenar Renklenmesi

Materyallerin kenar renklenmesi skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.8.'de özetlenmiştir.

6. ay kontrolünde, RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %90.9 "Alfa", %9.1'i "Bravo" skoru ile skorlandı. 12. ay kontrolünde, restorasyonların %84,8'i "Alfa", %15.2'si "Bravo" skoru ile skorlandı. 18. ay kontrolünde, restorasyonların %81.8'i "Alfa", %18.2'si "Bravo" skoru ile skorlandı.

6. ay kontrolünde, G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %97.1'i "Alfa", %2.9'u "Bravo" skoru ile skorlandı. Hasta sayısı 12. ay kontrolünde 32'ye düştüğü için bu restorasyonların %93.8'i "Alfa", %6.3'ü "Bravo" skoru ile skorlandı. 18. ay kontrolünde restorasyonların %90.6'sı "Alfa", %9.4'ü "Bravo" skoru ile skorlandı.

Her iki grupta restorasyonların hiçbirinde marjin boyunca restorasyonun değiştirilmesine neden olacak renklenme ("Charlie ve Delta") görülmedi.

Kenar renklenmesi bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p=0.356$; $p=0.427$; $p=0.425>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.097$; $p=0.223>0.05$).

Tablo 4.8. Materyallerin kenar renklenmesi skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Kenar Renklenmesi	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		33	%90.9 (30)	%9.1 (3)	-	-	34	%97.1 (33)	%2.9 (1)	-	-
12. ay		33	%84.8 (28)	%15.2 (5)	-	-	32	%93.8 (30)	%6.3 (2)	-	-
18. ay		33	%81.8 (27)	%18.2 (6)	-	-	32	%90.6 (29)	%9.4 (3)	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Diş Bütünlüğü

Materyallerin diş bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.9.'da özetlenmiştir.

RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların 6 aylık takibinde restorasyonların %5,7'sine (2 restorasyon) kanal tedavisi yapıldığı için "Charlie" skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde restorasyonların hiçbirinde diş bütünlüğünde bozulma görülmediği için geriye kalan restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı.

G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların hiçbirinde 18 aylık takip süresi boyunca diş bütünlüğünde bozulma görülmemiş olup tüm restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı.

Diş bütünlüğü bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.9. Materyallerin diş bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Diş Bütünlüğü	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		35	%94,3 (33)	-	%5,7 (2)	-	34	%100	-	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Restorasyon Bütünlüğü

Materyallerin restorasyon bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.10.'da özetlenmiştir.

RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların 6 aylık takibinde restorasyonların %5,7'sine (2 restorasyon) kanal tedavisi yapıldığı için restorasyon bütünlüğündeki bozulma "Charlie" skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde hiçbir restorasyonun bütünlüğünde bozulma görülmediği için geriye kalan restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı.

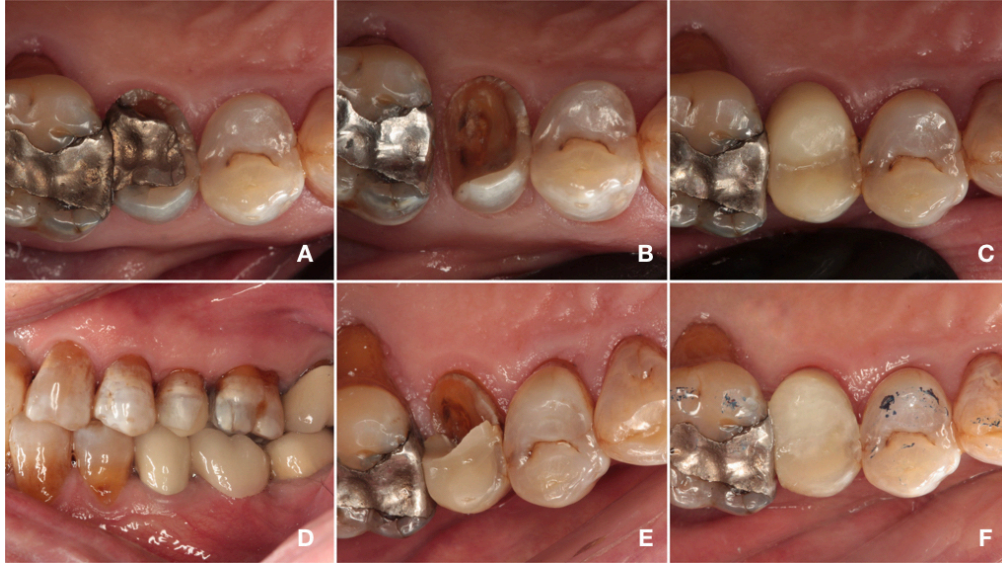
G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %2,9'unda (1 restorasyon) 6. ay kontrolünde retansiyon kaybı sebebiyle debonding görüldü. 10. ayda restorasyonların %5,9'unda (2 restorasyon) restorasyon bütünlüğünde kayıp görüldü. Biri klinik olarak kabul edilemeyecek düzeyde kırık, bir diğeri retansiyon kaybı sebebiyle debonding görüldüğü için "Delta" skoru ile skorlandı. Restorasyon kırığı görülen restorasyon seramik partikül içeriğine sahip Dentsply Ceram X Spheretec One (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) universal kompozit ile tamir edildi. Retansiyon kaybına uğramış restorasyonlar yine G-Cem LinkForce adeziv rezin siman kullanılarak simante edildi. Bu restorasyonlar "Delta" skoru alması nedeniyle bu çalışmadan çıkarıldı fakat takibine devam edilmektedir. 18. aylık kontrollerde geriye kalan restorasyonlar sağlam bulunduğu ve tamamen korunduğu için "Alfa" skoru ile skorlandı.

Restorasyon bütünlüğü bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.10. Materyallerin restorasyon bütünlüğü skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Restorasyon Bütünlüğü	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		35	%94,3 (33)	-	%5,7 (2)	-	35	%97,1 (34)	-	-	%2,9 (1)
12. ay		33	%100	-	-	-	34	%94,1 (32)	-	-	%5,9 (2)
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı



Şekil 4-1. G-Cem LinkForce adeziv rezin siman ile simante dilen 15 nolu onley restorasyonda kırık görülmesi ve tamiri.

A- Dişin tedavi öncesi görünümü B- Preparasyon sonrası C- Restorasyonun 6. ay kontrolü
D- Restorasyonun bukkalden görünümü E- Restorasyonun kırıldıktan sonraki görünümü
F- Restorasyonun tamir sonrası görünümü

İnterproksimal Kontakt

Materyallerin interproksimal kontakt bakımından zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.11.'de özetlenmiştir. Yapılan restorasyonların hiçbirinde interproksimal kaybı görülmemiş olup restorasyonların tamamı "Alfa" skoru ile skorlandı. İnterproksimal kontakt bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.11. Materyallerin interproksimal kontakt bakımından zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

İnterproksimal Kontakt	RelyX U200 Automix			G-Cem LinkForce		
	n	Alfa	Bravo	n	Alfa	Bravo
Kontrol						
Başlangıç	35	%100	-	35	%100	-
6. ay	33	%100	-	34	%100	-
12. ay	33	%100	-	32	%100	-
18. ay	33	%100	-	32	%100	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Hasta Memnuniyeti

Hasta memnuniyeti skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.12.'de özetlenmiştir. Her iki grupta da tedaviden hastaların memnuniyeti yüksektir ve restorasyonların tamamı "Alfa" skoru ile skorlandı. Hasta memnuniyeti bakımından başlangıç, 6., 12. ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$). Benzer bir biçimde, grupların zamana bağlı değişimi de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.12. Hasta memnuniyeti skorlarının zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Hasta Memnuniyeti	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		33	%100	-	-	-	34	%100	-	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Postoperatif Hassasiyet

Materyallerin postoperatif hassasiyetinin zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımları tablo 4.13.'de özetlenmiştir.

RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %85.7'sinde 6 ay içerisinde postoperatif hassasiyet olmamışken, %14.3'ünde 6 ay içerisinde postoperatif hassasiyet görüldü. Bu restorasyonların %5.7'sinde (2 restorasyon) postoperatif hassasiyet tolere edilemeyecek düzeyde olduğu için kanal tedavisi yapıldı ve bu restorasyonlar "Delta" skoru ile skorlandı. Restorasyonların %8,6 'sında ise postoperatif hassasiyetin geçtiği görüldüğü için bu restorasyonlar "Bravo" skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet görülmediği için geriye kalan restorasyonlar "Alfa" skoru ile skorlandı.

G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %85,3'ünde 6 ay içerisinde postoperatif hassasiyet olmamışken %14,7'sinde hafif ve geçici postoperatif hassasiyet oldu fakat kanal tedavisine gerek olmadı. Bu restorasyonlar "Bravo" skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde ise restorasyonların sayısı diğer kriterlerdeki başarısızlıktan dolayı 32'ye düştü. Geriye kalan restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet görülmediği için "Alfa" skoru ile skorlandı.

Postoperatif hassasiyet bakımından başlangıç, 6, 12 ve 18. aylardaki sonuçları karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit

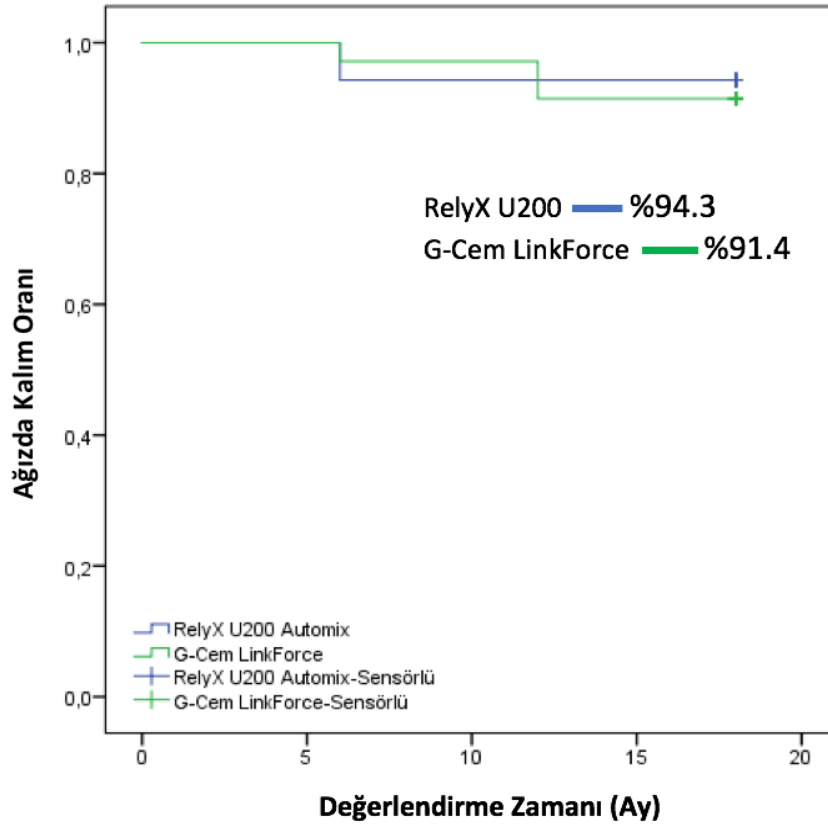
edilememiştir ($p=0.378>0.05$). 12 ve 18. aylarda hastaların tamamında “Alfa” gözlenmiştir. Her iki grubun da zamana bağlı değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.049$; $0.007>0.05$). 6. aydan sonra bir azalma gözlenmiştir. 12 ve 18. aylar ise benzerdir.

Tablo 4.13. Materyallerin postoperatif hassasiyetinin zamanlara ve adeziv rezin simanlara göre dağılımı.

Postoperatif Hassasiyet	RelyX U200 Automix					G-Cem LinkForce					
	Kontrol	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta	n	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Başlangıç		35	%100	-	-	-	35	%100	-	-	-
6. ay		35	%85.7 (30)	%8.6 (3)	-	%5.7 (2)	34	%85.3 (29)	%14.7 (5)	-	-
12. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-
18. ay		33	%100	-	-	-	32	%100	-	-	-

n= değerlendirilen restorasyon sayısı

Tablo 4.14. Kaplan-Meier analizine göre restorasyonların zamana bağlı ağızda kalım oranı.



Kaplan-Meier analizine göre, restorasyon bütünlüğü için, RelyX U200 Automix self adeziv rezin uygulanan restorasyonların ağızda kalım oranı %94.3 iken, G-Cem LinkForce adezin siman uygulana restorasyonların ağızda kalım oranı %91.4 olarak bulunmuştur. Genel ağızda kalım oranı ise %92.9'dur. Ağızda kalım olasılıklarının değişimi log-rank testine göre önemli bulunmamıştır ($p=0.661>0.05$).

5. TARTIŞMA

Geniş doku kaybı görülen posterior dişlerin tedavisinde günümüzde birçok hekim tarafından kron restorasyonu gibi invaziv bir yöntem tercih edilmektedir. Ancak bu tedavi seçeneği diğer restorasyon seçeneklerine göre var olan diş dokularında daha fazla doku kaybına yol açmaktadır. Ayrıca vital dişlerde uygulanmaları bazı komplikasyonlara yol açabilir. Bu sebeple geniş doku kaybı görülen vital posterior dişlerin tedavisi için direk kompozit restorasyonlar, indirekt kompozit inley ve onleyler, seramik inley ve onleyler gibi estetik restorasyonlar yapılabilir. Ancak koruyucu restoratif materyaller ile restore edilemeyen durumlarda kron restorasyonu uygulanmalıdır (50).

Ağız hijyeni kötü olan veya izolasyonu zor olan bölgelerde amalgam restorasyonları geniş doku kayıplı vital posterior dişlerin tedavi seçeneklerinden biri olmuştur. Literatür incelendiği zaman, posterior rezin kompozit ve amalgam uygulanan geniş kavitelerdeki restorasyonların karşılaştırıldığı çalışmalarda her iki materyalin de klinik olarak iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur (239). Ancak günümüzde amalgam materyalinin hastalar tarafından estetik bulunmamaları nedeniyle tercih edilmemesi bir sorundur. Bu sebeple yüzey sertliğinin ve parlaklığının yeterli olması ile doğal diş rengindeki kompozit materyalinin, hekimler ve hastalar arasında popüler bir restorasyon materyali haline getirmiştir (2, 3). Ancak kompozit materyalinin içeriği her ne kadar geliştirilse de bir veya birden fazla tüberkül kaybı bulunan veya geniş doku kaybı görülen posterior dişlerin tedavisinde direkt uygulanmaları zordur. Direkt kompozit restorasyonlar hakkında yapılan araştırmalar, bu restorasyonların proksimal kontakt bölgelerinde aşınma direncinin zayıf olduğunu, ideal proksimal kontur ve kontakt oluşturmada zorluk olduğunu, marjinal bütünlük kaybı ve postoperatif hassasiyet gibi problemler oluşturduğunu rapor etmişlerdir (7, 8). Günümüzde matriks sistemlerinin gelişmesine rağmen bukkolingual genişlikleri sebebiyle direkt teknikle proksimal kontakt oluşturmak zordur. İdeal yapılamayan, açık kontaklar ise komşu diş ile

restorasyon arasında besin sıkışmasına, rahatsızlık hissine ve dişeti problemlerine yol açmaktadır (9). Ayrıca hekimin el aletleri kullanarak oklüzal yüzeye uygun anatomik form vermesi için ulaşması zordur ve hekimin yüksek deneyimini, sanatsal kabiliyetini gerektirir ve zaman alıcıdır (10). Bu zorlukları ortadan kaldıran geniş doku kayıplı vital dişlerin tedavisi için günümüzde indirekt teknik popüler hale gelmiştir. İndirekt restorasyonlar, metal, altın, kompozit veya seramik materyaller kullanılarak üretilebilirler (108).

Direkt ve indirekt kompozit restorasyonların karşılaştırıldığı 3 yıllık bir klinik çalışmada, indirekt yöntem ile yapılan restorasyonların marjinal uyum, marjinal renklenme, anatomik form ve postoperatif semptomlar yönünden daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur (240). Diğer bir çalışmada ise geniş MOD preparasyonlara CAD/CAM yöntemi ile kompozit inley ve direkt yöntem ile kompozit rezin uygulanmıştır. Materyallerin yorulma dirençleri ve çatlak oluşum eğilimleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda CAD/CAM yöntemi ile yapılmış kompozit inleylerde yorulma direnci arttıkça, çatlak oluşum eğilimi direkt restorasyonlara göre azaldığı bulunmuştur. Yani yüksek çiğneme stresi altındaki dişlerde indirekt tekniklerden CAD/CAM yöntemi kullanılarak yapılan inleylerin daha sağlıklı olacağı yönünde fikir birliği vardır (241). 2014 yılında yapılan bir başka çalışmada da 50 adet çekilmiş insan molar dişlerine direkt kompozit rezin, indirekt kompozit inley ve seramik inley uygulamışlardır. Termal yaşlandırma sonrasında taramalı elektron mikroskobu kullanılarak restorasyonların marjinal adaptasyonları incelenmiştir ve indirekt yöntemle yapılan kompozit ve seramik inleylerin marjinal adaptasyonlarını direkt uygulanan restorasyonlara göre daha başarılı bulmuşlardır (242).

İndirekt restorasyonlarda kullanılmak üzere günümüzde diş dokularına benzer oluşu ve estetik olmaları sebebiyle kompozit ve seramik materyali tercih edilmektedir (1, 13). Kompozit materyali kullanılarak yapılan indirekt restorasyonlar genellikle klinik ve laboratuvar prosedürleri seramik materyallere göre daha basit ve hızlı olduğu için daha kolay üretilirler. Kompozit indirekt restorasyonlar, tamirinin kolay olması ve hataların onarılabilmesi gibi önemli

avantajlara sahiptir. Ayrıca seramik restorasyonlara göre kavite preparasyonları daha konservatiftir (14, 15). Seramik restorasyonlar ise daha estetik ve renk stabilitesine sahip biyouyumlu restorasyonlardır. Seramik restorasyonların kompozit indirekt restorasyonlara göre en önemli avantajı düşük aşınma direncine sahip olmasıdır. Ancak seramik restorasyonlar, daha fazla diş preparasyonuna ihtiyaç duyar. Aynı zamanda kırılma ve karşıt diş aşındırması gibi dezavantajlara sahiptir (16). Fakat, yapılan çalışmalarda inley restorasyonlarında kullanılacak olan seramik materyalinin diğer indirekt materyallere göre daha güvenilir olduğu belirtilmiştir (243). Schmalz ve ark. (244) da bu kanıyı desteklemişler ve seramik materyal kullanılarak yapılan indirekt restorasyonların, geniş preparasyonlarda oklüzal ve proksimal kontakt alanlarının daha iyi oluşturulduğu ve dişin dayanıklılığını artırdığı, polimerizasyon büzülmesi ve stresinin sadece restorasyon ve diş arasındaki rezin simanda görüldüğü ve bundan dolayı da daha iyi marjinal adaptasyon sağlandığını belirtmişlerdir. Patel ve ark. (245) ise bir direkt kompozit rezin materyali, bir seramik materyali ve üç farklı indirekt kompozit rezin materyalinin renk stabilitesine bakmışlardır. Kahve, kola, kırmızı şarap solüsyonlarında beklettikleri örneklerin renklenme değerlerini ölçmüşler ve en fazla renklemenin direkt kompozit rezin materyalinde, en az renklemenin ise seramik materyalinde olduğu görmüşlerdir. Manhart ve ark. (246), 47 indirekt kompozit inley ve 24 seramik inley restorasyonu modifiye USPHS kriterlerine göre 2 yıl süreyle takip ettikleri çalışmalarında ise seramik inleylerin güvenli bir restorasyon türü olduğunu ve indirekt kompozit inley restorasyonlarına göre daha yüksek ağızda kalma oranına sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Posterior dişlerde estetik indirekt restorasyonların üretiminde ölçü alma, alçıdan model hazırlama, mum örnek hazırlama gibi karmaşık prosedürleri içermeyen CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (247). Bu sistemler yapım sürecini kısaltarak standart kalitede estetik restorasyonların üretilmesini sağlamaları sebebiyle günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (24). CAD/CAM sistemleri ile tek seansta, hasta başında, iyi bir mekanik ve optik özelliklere sahip, kimyasal stabilitesi yüksek ve biyouyumlu restorasyonlar üretilir. (21, 78). Bu sistemlerin

zaman tasarrufu sağlaması, geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırması, restorasyonun farklı açılardan değerlendirilmesi, dijital ölçü kullanılarak temiz ve net bir ölçü alınması, ölçü kaşıkları kullanılmadığı için çapraz enfeksiyonu engellenmesi, facebow kullanımına ihtiyaç olmaması gibi birçok avantajı vardır (28, 110, 117). Yapılan birçok klinik çalışma, CAD/CAM yöntemi kullanılarak üretilen seramik restorasyonların tek seansta yerleştirilmesinin klinik performansı ve ağızda kalma oranını arttırdığını desteklemiştir (121, 248-250). Ayrıca restorasyonların geçici bir restorasyona gerek duymadan tek seansta yerleştirilmesinin diş kontaminasyonunu engellediği ve bu sebeple de postoperatif hassasiyeti azalttığını bildirmiştir (30).

Günümüzde hasta başı prosedürleri için birçok sistem (Planmeca Planscan / Planmill; Planmeca Oy Helsinki, Finlandiya, KaVo ARCTICA; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya, Carestream CS; Carestream Dental, Atlanta, GA...gibi) geliştirilmiştir (251). Ancak bu sistemler içinde en çok hasta başında kullanılan CEREC sistemi (Sirona Dental, Bernsheim, Almanya) popülerdir (25). Bu sistem ile biyouyumlu, estetik ve dayanıklı restorasyonların daha kısa sürede üretilmesi amaçlanmıştır (25, 26). Fasbinder ve ark. (119) yapmış oldukları çalışmada CEREC sistemleri ile üretilen restorasyonların, düşük kırılma oranı ve ağızda uzun süre kalma oranı ile hastalar açısından güvenilir, estetik bir tedavi seçeneği olduğunu bildirmişlerdir. Papadopoulos ve ark. (252) 2019 yılında yaptığı bir *in vitro* çalışmada, posterior bölgede direkt bulk fill kompozit rezin ve indirekt CAD/CAM kompozit rezin materyalleri ile yapılan restorasyonların kırılma dayanımı ve kırılma modlarını karşılaştırmıştır. Gruplar arasında kırılma dayanımlarında anlamlı derecede bir fark bulunmuştur; bulk fill kompozit rezinle restore edilen dişler daha düşük bir kırılma dayanımı gösterirken, CAD/CAM ile restore edilen dişler daha dayanıklı bulunmuştur. Hickel ve ark. (253), literatürde yayınlanan klinik çalışmaları gözden geçirdikleri derleme çalışmasında posterior bölgedeki restorasyonlar için yıllık başarısızlık oranına en fazla kompozit inleylerde (%0-11.8) sonra seramik inleylerde (%0-7.5) daha az altın inleylerde (%0-5.9) en az ise CAD/CAM sistemi ile üretilen seramik inleylerde (%0-4.4) olduğunu bildirmişlerdir.

Martin ve ark. (254) yapmış oldukları 15 yıllık takip sürelerini içeren derleme çalışmasında ise CEREC 1 ve CEREC 2 sistemleri kullanılarak üretilen intrakoronel restorasyonların 4 yıl sonraki ağızda kalım oranını %97.4 olarak rapor etmişlerdir. Pallesen ve ark. (255) ise CAD/CAM sistemi kullanılarak Vita Mark II feldspatik seramik bloktan ve Dicor MGC cam seramik bloktan 32 tane inley üretmişler ve 8 yıllık takiplerini yayınladıkları çalışmalarında inleylerin ağızda kalma oranını %90,6 olarak bulmuşlardır. Bir başka çalışma ise hasta başı CAD/CAM sisteminde 2328 adet inley ve onley restorasyonu üretmişler ve 9 yıl boyunca takip etmişlerdir. Elde ettikleri sonuçta restorasyonların ağızda kalım oranlarını %95,5 olarak bulmuşlardır (248). Otto ve ark. (234) ise CAD/CAM sistemini kullanarak ürettikleri 187 inley ve onley restorasyonun 17 yıllık takip süresi sonunda ağızda kalım oranını %88,7 olarak belirtmişlerdir. Aynı çalışmanın 27 yıllık takip sonuçlarında ise %87,5'lük bir başarı oranı bildirmişlerdir (256). Bernhart ve ark. (257) yaptıkları bir başka çalışmada ise CEREC sistemi ile ürettikleri 62 adet inley restorasyonu 3 yıl takip etmişlerdir. Bu restorasyonların %97 oranında başarılı olduğunu ve CEREC sistemi ile üretilen restorasyonların iyi klinik sonuçlar verdiğini ve uzun dönemde başarı ile sonuçlandığını vurgulamışlardır.

Seramik materyali, yüksek esneme direnci, renk stabilitesi gibi avantajlara sahip olmasına rağmen antagonist dişi aşındırması ve en az 1,5-2 mm'lik preparasyona ihtiyaç duyması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu yüzden geleneksel CAD/CAM seramik bloklarına alternatif olarak seramik ağının içine polimer materyali infiltre edilmiş hibrit bloklar geliştirilmiştir. Resin içeriği, hibrit blok materyalin işlenebilir ve esnek olmasına, seramik içeriği ise materyalin estetik ve sağlam olmasını sağlamıştır. Ayrıca CAD/CAM hibrit blokları diğer bloklara göre daha kolay üretilirler ve tamirleri daha kolaydır (258). Resin içerikli bloklar yüksek basınç ve sıcaklık altında üretilirler. Bu durum kompozitlerden daha yüksek hacimli doldurucu içermesine, yüksek dönüşüm oranlarına sahip olmasına ve en önemlisi ise mekanik özelliklerinin daha iyi olmasına neden olur (19, 78, 146).

İnley veya onley restorasyonların yapımında materyallerin dayanıklı olmasının yanı sıra materyalin diş ile uyumlu elastikiyet modüle ve esneme direncine sahip olması önem taşımaktadır (259). Daha kırılğan seramik materyallerine kıyasla hibrit materyaller çiğneme kuvvetlerinin etkisini azaltarak kırık oluşumunu engeller. Ayrıca antagonist dişlerin mine dokusunda daha az hasar oluşturur (21, 260, 261). Bu özellikleri taşıyan rezin nanoseramik grubundan Lava Ultimate ve Cerasmart blokları günümüzde tercih edilen popüler bloklardır. Lava Ultimate %80 doldurucu içerirken Cerasmart bloğu %71 doldurucu içerir. Cerasmart, kompozit ve seramik materyallerinin avantajlarını birleştiren bir materyal olarak sunulmuştur. Hızlı ve kolay frezlenir ve polisajı kolaydır, glazürleme, sinterleme ve kristalizasyon gibi fırın işlemlerine ihtiyaç duymaz. Ağız içerisinde kompozit ile tamiri yapılabilir. Bükülme direnci 231 MPa ve esneme direnci ise 7,5 GPa olup esnek, sağlam ve kırılmaya dayanıklı bir materyaldir. Dentine yakın esneklik katsayısı olması yüksek kuvvetler karşısında kolayca kırılmasını önler bu sayede chipping görülmez. Minenin göstermiş olduğu fiziksel özelliklere benzer özellikler gösterir. Aşınmaya karşı dayanıklıdır. Yüksek radyoopasite özelliği gösterir. (154). Cerasmart bloklarının esneklik dayanımı 200-240 Mpa ve elastik modülü 7-9 GPa'dır. Cerasmart, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok IPS e.max CAD' e (esnemeklik dayanımı 320-450 MPa ve elastik modülü 90-95 GPa) göre kırılma dayanımı daha düşüktür. Yapılan bir *in vitro* çalışmada ise hibrit seramik materyalinden üretilen inleylerin bağ dayanımları ve marjinal adaptasyonları incelenmiştir. Bu çalışmaya göre hibrit materyaller yüksek marjinal adaptasyon göstermelerine rağmen bağ dayanımları feldspatik seramiklere göre daha düşük bulunmuştur (262). Lawson ve ark. (263) yaptıkları bir başka çalışmada da Cerasmart ve Lava Ultimate blokların esneklik dayanımının cam seramiklere göre düşük olduğunu bulmuştur. Ayrıca bir başka çalışmada cam seramiklere göre nanoseramiklerin daha az karşıt dişleri aşındırdığı bildirilmiştir (147).

Bir çalışma ise farklı içeriğe sahip CAD/CAM bloklarının mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Bu çalışmada karşılaştırılan bloklar rezin içerikli

olanlar; Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Paradigm MZ100 ve seramik içerikli olanlar Vitabloccs Mark II ve IPS Empress'tir. Çalışmanın sonucunda Cerasmart ve Lava Ultimate blokların esneklik dayanımı en yüksek, marjin bitim pürüzlülüğü en düşük bulunmuştur (77). Albero ve ark. (259) da rezin matris seramiklerin, lityum disilikat içerikli seramiklerin ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin optik ve mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Lava Ultimate ve Cerasmart rezin matris seramiklerin bükülme dayanımını lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere göre yüksek bulmuşlardır. Fakat lityum disilikat içerikli seramiklere göre bükülme dayanımı düşük bulmuşlardır. Ayrıca cam seramik ve Vita Enamic materyali Cerasmart ve Lava Ultimate materyaline göre karşıt dişte daha fazla aşınma meydana getirdiği bildirmişlerdir. Farklı CAD/CAM materyallerinin değerlendirildiği bir başka *in vitro* araştırmada ise preparasyon sonrası oluşan basamağın pürüzlülük değerlerine bakılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre rezin seramik materyallerin diğer materyallere göre üniform basamaklar oluşturduğu ve cam seramik materyallere kıyasla daha konservatif preparasyonlarda tercih edilebileceği belirtilmiştir (77). Coskun ve ark. (264) 2020 yılında yayınladıkları bir klinik çalışmada 30 adet lityum disilikat cam seramik inley/onley restorasyonu ile 30 adet hibrit seramik inley/onley restorasyonunu 14 hastaya uygulamışlardır. 2 yılın sonunda modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirdikleri inley ve onley restorasyonları için her iki materyalin başarı oranını %100 olarak bulmuş ve çalışmanın sonucu olarak hibrit materyallerin inley ve onley restorasyonları için güvenilir bir materyal olduğunu vurgulamışlardır. Goujat ve ark. (265) 2018 yılında yaptıkları bir *in vitro* çalışmada Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic ve IPS e max CAD'in mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, IPS e max CAD ve Cerasmart'ın diğer materyallere göre esneme kuvvetinin daha yüksek olduğu ve internal uyumunun daha iyi olduğu sonucu varılmış ve Cerasmart'ın Lava Ultimate'e göre esneklik dayanımının daha yüksek olduğu bildirmişlerdir. Ayrıca Gurdal ve ark. (266) yaptıkları *in vitro* çalışmada Cerasmart hibrit bloğunun diğer rezin içerikli bloklara göre renk stabilitesinin daha kararlı olduğu bulmuşlardır.

Rezin simanların polimerizasyonunda kullanılan restorasyon materyali de rol alır. Nagas ve ark. (267, 268) yapmış oldukları bir *in vitro* çalışmada Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik materyallerinin ışık geçirgenliği karşılaştırılmış ve Cerasmart hibrit bloğunun ışık geçirgenliğini daha yüksek bulmuşlardır. Bunun sebebini yazarlar, Cerasmart materyallerinin daha düşük doldurucu oranı bulundurması ve daha kolay ışık penetrasyonuna sahip olduğu ile açıklamışlardır.

Tüm bu avantajlı özellikler göz önüne alındığında restorasyon materyali olarak rezin nano seramik içerikli Cerasmart CAD/CAM hibrit bloğu bu çalışmada tercih edildi.

İndirekt restorasyonlar, diş dokularına simanlar aracılığı ile bağlanırlar. Başarılı bir simantasyon işlemi için seramiğin yapısı, simanın yapısı ve uygulama prosedürleri ve simantasyon öncesi uygulanan yüzey işlerini de bilmek gerekir (185). Bu yüzey işlemleri, materyalin temas alanın ve ıslanabilirliğin artmasına neden olur (186, 187). Ancak bu uygulanan simantasyon öncesi yüzey işlemleri seramik materyalinin tipine göre değişmektedir (158). Rezin siman ile restorasyon arasındaki bağlanma, mikromekanik kitlenme ile mekanik bağlanma, kimyasal bağlanma ya da hem mekanik hem de kimyasal bağlanma ile olmaktadır (189). Mikromekanik bağlanma restorasyona elmas döner aletler ile pürüzlendirme yapılarak, asit uygulanması ile, alüminyum oksit ile kumlama yapılarak, lazer ile pürüzlendirme yapılarak ya da plazma sprej yöntemi kullanılarak olabilmektedir. Kimyasal bağlanma ise restorasyona silan bağlayıcı ajan uygulayarak yapılmaktadır (203, 214, 269).

Seramik yüzeylere hidroflorik asit, fosforik asit ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama uygulanarak morfolojik değişime bakıldığı bir çalışmada hidroflorik asidin en belirgin morfolojik değişime sebep olduğu aynı zamanda bağlanma dayanımını diğer işlemlere göre anlamlı derecede artırdığı bulunmuştur (270). Hidroflorik asidin diğer pürüzlendirme yapan ajanlara göre daha iyi bulunması hidroflorik asidin silisyum dioksit ile reaksiyonu sonucunda seramiğin cam fazını

aşındırması ve yüzeydeki kristalleri uzaklaştırması ile açıklanmaktadır (200). Literatür incelendiğinde cam seramik materyalin pürüzlendirilmesi işleminde en çok kullanılan yöntemin de hidroflorik asit ile pürüzlendirme olduğu görülmüştür (271-273). Yen ve ark. (274) yapmış oldukları bir *in vitro* çalışmada da CAD/CAM hibrit blokların bağlanmasını arttıran en iyi yöntemin hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi olduğu bulmuşlardır. Yazarlar, bunun sebebinin hidroflorik asidin camsı matrikste bulunan silikayı selektif olarak çözerek pürüzlendirdiği ve rezin siman ile mikromekanik bağlanmayı daha iyi sağladığı şeklinde açıklamışlardır. Campos ve ark. (202) yapmış oldukları bir çalışmada bu sonuçları desteklemiştir. Oz ve ark. (275) 2019 yılında yaptıkları bir *in vitro* araştırmada Cerasmart ve Lava Ultimate blokların yüzeylerine fosforik asit, hidroflorik asit, 50 µm alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama ve ER,CR:YSGG lazer uygulanmıştır. Termal siklus sonrasında baktıkları bağlanma dayanımlarını sırasıyla en yüksek lazer uygulamasında, sonra hidroflorik asit, daha sonra kumlama ve en düşük ise fosforik asit uygulamasında bulmuşlardır. Ayrıca kumlama, hidroflorik asit ve lazer uygulamasının bağlanmayı arttırdığını belirtmişlerdir.

Cerasmart hibrit bloğunun üretici firmanın talimatları doğrultusunda simantasyon öncesi Cerasmart'ı pürüzlendirme yöntemi olarak 25-50 µm alümina 0.15 MPa/ 1.5 bar ile kumlama yapılması veya %5 hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirme yapılması tavsiye edilmektedir. Bu sonuçlar ve araştırmalar neticesinde bu çalışmada %5 hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirme yapmayı tercih ettik.

Rezin siman ile cam seramik arasındaki kimyasal bağlanmayı silan ajanı sağlar. Çift fonksiyonlu bir bağa sahip olması ile seramiğin içerisinde inorganik grup olan silanol grubu ile bağlanmasını, diğer yandan da rezin simanın içerisinde organik grup olan metakritlat grubu ile bağlanmasını sağlar (276, 277). Bu sebeple seramik materyallerin simantasyonundan önce hidroflorik asitten sonra silan bağlayıcı ajanın uygulanması bağlanmanın güçlü olması için gereklidir (225, 278).

Ayrıca silan bağlayıcı ajanın seramik yüzeylere uygulandığında ıslanabilirliği arttırdığı bildirilmiştir (200, 203).

Ulusal adeziv dişhekimliği ve yapılan birçok *in vitro* çalışma rezin matris seramiklerin yüzey işlemleri için en iyi yöntemin hidroflorik asit ve silan uygulaması olduğunu belirtmişlerdir (21, 199, 202, 219). Nagai ve ark. (279) yaptıkları bir çalışmada da yüzey pürüzlendirme yöntemleri göz ardı edilerek silan uygulaması yapılmıştır. Elde ettikleri verilerde silan bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır. Mine ve ark. (280) 2019 yılında yapmış oldukları bir sistematik derleme çalışmasında da CAD/CAM rezin matris bloklarının yüzey işlemleri için hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin ardından silan uygulamasını önermişlerdir. Bu çalışmada, incelenen literatür doğrultusunda hidroflorik asit ile pürüzlendirme yaptıktan sonra üretici firmanın talimatlarına göre restorasyona silan uygulaması yapıldı.

Yapılan tedavinin başarılı olduğunu gösteren en önemli kanıt restorasyonların ağız içerisinde kalma oranıdır. Bu ağız içerisinde kalma oranı, hastaya, hekime, restorasyonu yapılacak olan dişe, dişin doku kaybı oranına ve seçilecek materyale bağlıdır (281). Ayrıca hekimin deneyimi ve oral kavitede görülen stresler de restorasyonun başarısını büyük ölçüde etkiler (282). Literatürde hastaların sosyoekonomik durumunun da restorasyonun ağızda kalma oranını etkilediği bulunmuştur (283). Araştırılan klinik çalışmalarda, restorasyonun ağızda kalma başarısında diş dokusu, hekimin deneyimi ve hasta faktörünün yanı sıra materyal seçimi ve materyallerin özelliklerinin de önemli bir rol aldığı tespit edilmiştir (56, 284-286).

İndirekt restorasyonların başarısını etkileyen kriterler arasında simanlar ve simantasyon işlemi yer almaktadır (158, 200, 287). Siman ile diş dokusu arasındaki bağlanmanın iyi olması restorasyonun prognozunu etkiler. Ayrıca bir restorasyonun ağızda kalma süresi de simantasyon ajanlarının etkinliğine ve kullanılan simanın çeşidine bağlıdır (158). İdeal bir siman ajanı; dentine iyi bağlanabilmeli, artıkları kolay temizlenebilmeli, ağız içi dokularına toksik olmamalı,

çözünürlüğü ağız içi sıvılarından etkilenmemeli ve en önemlisi pulpaya zararlı olmamalıdır (155, 156). Van Dijken ve ark. (288) ve Burke ve ark. (289) yapmış olduğu çalışmalarda seramik-siman-bonding ajanı arasında oluşabilecek çözünmenin restorasyonların ağızda kalma oranını ve kırılma dayanımını direkt etkilediği bulunmuştur. Bu bağlamda indirekt restorasyonların simantasyonları için çok çeşitli simanlar geliştirilmiştir. Bunlar arasında geleneksel cam iyonomer simanlar, rezin cam iyonomer simanlar ve adeziv rezin simanlar klinikte en çok yaygın kullanılan siman türleridir. Ancak adeziv rezin simanların içeriğinde mikro doldurucu bulunması bu simanların aşınma direncinin ve kırılma direncinin yüksek olmasına, yüksek basınç ve çekme kuvvetine sahip olmasına ve dentine iyi bir adezyon göstermesine yol açmıştır. Bu nedenle de seramik ve benzeri materyaller için geleneksel simanlardan daha iyi bir simantasyon materyali haline gelmiştir. (159, 160). Geleneksel ve adeziv rezin simanların karşılaştırıldığı birçok klinik ve laboratuvar çalışmalarında da restorasyonların başarısını en iyi artıran simanın adeziv rezin simanlar olduğu bulunmuştur (200, 271, 290, 291). Ayrıca rezin simanların seramik materyalinin simantasyonunda kullanıldığında bağlanma yüzeyindeki mikro çatlakların arasına girerek çatlak yayılımını engellediği bulunmuş ve bu sayede rezin simanların restorasyonun kırılma dayanımını arttırdığı görülmüştür (203, 292, 293). Buna ek olarak seramik ve diş dokusu ara yüzeyinde bulunan rezin simanların, seramiğe gelen kuvvetleri bütün olarak iletmesi ile diş dokularına kuvvetin daha iyi iletilmesini de sağlar (294) .

Rezin simanların geleneksel simanlara göre bir diğer üstünlüğü daha translüens olmalarıdır. Ayrıca farklı renk seçeneklerini bulundurması daha estetik özelliklere sahip olmalarına sağlar (200, 292, 295, 296). Bu sonuçlarla birlikte rezin simanlar; farklı yüzeylere simante olabilmeleri, biyouyumlu olması, ağız ortamında çözünmüyor olması, yüksek dayanıma sahip olması ve estetik olmaları gibi avantajlarından dolayı inley ve onleylerin simantasyonları için en uygun simantasyon materyali olarak seçilmektedir (155). Ancak rezin simanların diş dokusu ile başlarda bağlanması daha iyiyken zamanla okluzal kuvvetler ve kollajen fibrillerin hidrolitik degradasyonu sonucu bağlanmada bozunma yaşayabilir. Bu

bozunma ise retansiyon kaybına, restorasyonun kırılmasına, sekonder çürük oluşumuna, hipersensitiviteye ve marjinde renkleme neden olabilmektedir (297). Tian ve ark. (200) yaptıkları bir çalışmada rezin simanların geleneksel simanlara göre restorasyonun retansiyonunu ve marjinal adaptasyonu arttırdığını bulmuşlardır. Bu sayede çürük oluşma riskinin ve mikro sızıntı riskini azalttığını, restorasyon ve diş arasındaki bağlanmayı güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Ancak Viotti ve ark. (298) yapmış oldukları bir çalışmada ise geleneksel simanların adeziv rezin simanlara göre bağlanma dayanımı daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmayı Souza ve ark. (299) da desteklemiştir.

Rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre ışık ile polimerize olan rezin simanlar (light-cure), kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (self-cure), hem kimyasal ile hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual-cure) olarak üçe ayrılırlar (158, 200, 203, 300). Işık ile polimerize olan rezin simanlar (light-cure) diğer simanlar ile karşılaştırıldığında uzun ve kontrol edilebilir bir simantasyon işlemi sunar. Ancak en büyük dezavantajı restorasyonun 2 mm'yi geçtiği kalınlıklarda veya restorasyonun opak olması durumunda ışık geçirgenliği tam olmayacağı için polimerizasyonun sağlanamamasıdır (158, 170, 203, 300). Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların (self-cure) ise kısa çalışma süresine sahip olması ve hekim açısından sertleşme süresinin zorluğu gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajları elimine eden hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan dual-cure rezin simanlar geliştirilmiştir. Bu simanlar ışığın tamamen ulaşmadığı durumlarda bile polimerize olabilme özelliği gösterir (301, 302).

Dual-cure rezin simanlarda polimerizasyon ilk olarak simana ulaşan ışık ile başlar ardından kimyasal reaksiyon ile polimerizasyon tamamlanır (43). Adeziv rezinin önceden polimerize edilmesi indirekt restorasyonun uyumunu zorlaştırabilir (243). Dual-cure rezin simanlarda, adeziv rezin siman ve restorasyonun aynı anda polimerize edilmesi ile bu sorun ortadan kalkar (243, 303). Shade ve ark. (304) yaptıkları bir araştırmada rezin simanların

polimerizasyonun dual-cure olarak yapılması self-cure olarak yapılması durumuna göre dentine bağlanma dayanım değerini daha yüksek bulmuşlardır. Bu sebeple diğer simanlara göre birçok avantajı bulunan dual-cure rezin simanları bu çalışmada kullanmayı tercih ettik. Ayrıca dual-cure rezin simanın dentine bağlanma dayanımının ışık cihazının yoğunluğundan etkilendiği ve maksimum bağlanma için ışık yoğunluğunun en az 400 mW/cm^2 'den büyük olması gerektiği yapılan bir çalışmada vurgulanmıştır (305). Bu sebeple bu çalışmada güçlü bir polimerizasyon sağlanması adına Bluephase N ışık cihazı 1200 mW/cm^2 de kullanıldı.

Rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerinin dışında adeziv sistemlere göre etch and rinse rezin simanlar, self etch rezin simanlar ve self adeziv rezin simanlar olmak üzere 3'e ayrılır (39).

Etch and rinse rezin simanlar mine ve dentinin %30-40 ortofosforik asit ile farklı sürelerde pürüzlendirildiği ve yıkandığı 2 veya 3 aşamalı sistemlerdir. Smear tabakasını ortadan kaldırarak demineralizasyon meydana getirir. Demineralize intertübüler /peritübüler dentin ile açılan dentin tübüllere, infiltre olan bond ve rezin siman mikromekanik olarak bağlanır (306). Bu simanlar teknik hassasiyet gerektirmelerine rağmen, özellikle bir bond ajanı ile birlikte kullanıldıkları için demineralize dentin yapısına daha fazla penetrasyon gösterir (169).

Dentin dokusunundaki kollajenlerin kollaps yapmasını önlemek için dentin dikkatle kurutulmuş nemli bırakılmasının sağlanması gerekir. Eğer dentin dokusunun asitlemeden sonraki yıkanma aşamasında dentin ıslak bırakılırsa veya dentin aşırı kurutulursa buna bağlı olarak postoperatif hassasiyet görülür (287, 307). Son yıllarda universal bond kullanımı ile dentin hassasiyetini önleyen sadece minenin asitlendiği selektif etch yöntemi gündeme gelmiştir (308) .

Etch and rinse rezin simanların mine dokusuna bağlanma dayanımının oldukça yüksek olduğu ve mikrosızıntıyı önemli derecede azalttığı bildirilmiştir (309). Aynı zamanda etch and rinse rezin simanlar, en yüksek rezin siman-dış

dokusu bağlantısını sağlamaktadır. Ancak kompozit rezin, seramik ve metallerin diş dokusuna bağlanmasında çok fazla aşama içermesi dolayısıyla bağlanma verimliliğini düşürebilir aynı zamanda tekniği daha da karmaşık hale getirebilir (39).

Etch and rinse rezin simanların simantasyon öncesinde diş yüzeyine asit, primer, bond gibi ön uygulama içermesi bu sistemin zaman alıcı, karışık ve teknik hassasiyet gerektirmesine yol açmıştır. Bu sebepten dolayı hiçbir ön işlem içermeyen self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (158, 310, 311).

Self adeziv rezin simanlar, son yıllarda kullanımın kolay olması sebebiyle en çok tercih edilen simanlar olmuşlardır (48). Self adeziv rezin simanlar ile ilgili yapılan çalışmalar bu simanların mekanik özelliklerinin gelişmiş olduğunu rapor etmişlerdir (40, 312). Magne ve ark. (313) self adeziv rezin simanlar ile simante edilmiş lityum disilikat ve rezin nanoseramik restorasyonların posterior bölgede yüksek oklüzal stresler altında kullanabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca Piwowarczyk ve ark. (314) self adeziv rezin simanların periodontal ceplerde ve dişetinde daha az iltihaplanma yaptığını ve bunun sebebinin simanın çapraz bağlarının iyi olmasından ve suda düşük çözünürlük göstermesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Self etch rezin simanlar, ile self adeziv rezin simanlar karşılaştırıldığında indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda iki rezin siman arasında anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur (315). Ancak internal gap derinliği arttıkça self adeziv rezin simanların self etch rezin simanlara göre bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı görülmüştür (316).

Self adeziv rezin simanlar, diş dokusuna herhangi bir ön işlem içermeden tek bir aşamada uygulanması bu sistemlerin en büyük avantajıdır. Bu uygulama şekline göre postoperatif hassasiyetin görülmesi azalmıştır (48, 317).

Self adeziv rezin simanlar, içerdikleri asidik monomerlerin diş dokusunu demineralize etmesi sonucu infitre olması ile mikromekanik retansiyon ile bağlanır

(318). Aynı zamanda içerdikleri fosforik asit monomerin diş dokusundaki hidroksiapatit ile reaksiyonu sonucunda kimyasal olarak da bağlanır. Self adeziv rezin simanların düşük pH'a sahip olması, adezyonu etkileyebilir. Kimyasal polimerizasyona uğradıktan sonra pH'ı nötralize olur ve bu da mekanik özelliklerin azalması ile uzun süreli adezyonu etkileyebilir (169, 319).

Bağlanma kuvveti, seramik materyalinin yapısına, seramik ve adeziv rezin siman arasındaki kimyasal ve mekanik etkileşime, dentin substratının hidrofiliğine ve fizikokimyasal özelliklerine bağlıdır (161, 163, 320). Self adeziv rezin simanlarda dentin ve siman arasındaki smear tabakası, simanın yetersiz penetrasyonuna neden olabilir ve bağlanma gücünü etkileyebilir (321). Birçok çalışma self adeziv rezin simanların etch and rinse rezin simanlara göre mine ve dentinde daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini rapor etmiştir (39, 322, 323). Frankenberger ve ark. (41), yapmış oldukları bir çalışmada seramik inleylerin simantasyonunda etch and rinse rezin simanların self adeziv rezin simanlara göre daha güçlü bağlanma ve marjinal bütünlük sağladıklarını bulmuşlardır. Etch and rinse rezin simanlar ile self adeziv rezin simanların bağlanma dayanımını karşılaştıran bir başka çalışma ise önceki çalışma ile aynı olarak etch and rinse rezin simanların bağlanma dayanımı daha iyi bulmuştur (298). Kim ve ark. (324) yapmış oldukları *in vitro* bir çalışmada kompozit bloklar üzerinde self adeziv ve etch and rinse rezin simanlar karşılaştırılmış ve etch and rinse rezin simanın daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Pekkan ve ark. (325) ise cam seramik materyallerinin dentine bağlanmasında kullanılan etch and rinse rezin simanın self etch adeziv simana göre daha iyi bağlandıklarını bulmuşlardır.

Guo ve ark. (326) yaptıkları bir başka çalışmada seramik materyallerin etch and rinse, self etch ve self adeziv rezin simanları kullanarak dentine dokusu üzerinde makaslama bağlanma kuvvetlerini incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda ise en yüksek bağlanmanın self adeziv rezin simanlarda en düşük bağlanmanın ise self etch adeziv rezin simanlarda olduğu görülmüştür. Toman ve ark. (327) ise lityum disilikat seramik materyallerin etch and rinse, self etch ve self adeziv rezin

simanları kullanarak dentin dokusuna bağlanma dayanımlarını incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda en iyi bağlanmanın etch and rinse rezin siman grubunda olduğu bulunmuştur.

Hitz ve ark. (328) bu çalışmaların aksine belirli self adeziv rezin simanlar ile etch and rinse rezin simanların dentine ve cam seramiklere aynı bağlanma dayanım değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Aynı şekilde Baader ve ark. (329) ise self adeziv rezin simanlar ile etch and rinse rezin simanları karşılaştırdıkları çalışmalarında iki simanın da bağlanma dayanımını, marjinal sızdırmazlığını ve adaptasyonunu benzer bulmuşlardır. Yapılan bir klinik çalışmada ise seramik inleyler etch and rinse ve self etch rezin siman ile simante edilmiştir. Restorasyonlar 4 yıl boyunca takip edilmiş ve modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilmiştir. 4 yıl sonunda iki rezin siman sistemi arasında anlamlı bir fark olmadığı ve 94 restorasyonun sadece %4'ünün başarısız olduğu bulunmuştur (306). Sabatini ve ark. (330) yapmış olduğu bir araştırmada siman seçiminin materyal tercihine göre yapılması gerektiği ve bağlanma dayanımının buna göre değişeceği vurgulanmıştır.

Self adeziv rezin simanlar ile ilgili yapılan çalışmalar sonucunda mineye bağlanmanın etch and rinse rezin simanlar kadar iyi olmadıkları bulunmuştur. Bu nedenle de mineye ek bir mikro retansiyon ile bağlanmayı arttırmak amacıyla selektif pürüzlendirme yapılması önerilmiştir. Yapılan çalışmalar ile self adeziv rezin simanların selektif pürüzlendirme yöntemi ile mineye bağlanmayı arttırdığı kanıtlanmıştır (179, 331). Baader ve ark. (329) seramik kronları self adeziv bir rezin siman kullanarak bir gruba selektif etch yöntemi ile diğer gruba selektif etch yöntemi uygulamadan simante etmişlerdir. 6,5 yıl klinik takip sonucunda selektif etch yöntemi uygulanarak simante edilen seramik kronların başarı oranını %82, selektif etch yöntemi uygulanmadan simante edilen seramik kronların başarı oranını %60 bulmuşlardır. Schenke ve ark. (332, 333). da self adeziv rezin simanların mineye bağlanmasında asitlemenin etkisini klinik olarak araştırmışlardır. IPS Empress 2 inley ve onley restorasyonları iki gruba ayırmış bir

gruba mineye asit uygulayarak diğer gruba asit uygulanmadan simante etmişlerdir. 2 yıl takip süresinden sonra başarı oranını minenin asitleme yapıldığı grupta daha yüksek bulmuşlardır. Benzer bir çalışmayı da Peumans ve ark. (334, 335) yapmışlar ve benzer sonuçlar elde etmişlerdir.

Tüm bu çalışmalar göz önüne alındığında literatürde etch and rinse rezin simanlar ile self adeziv rezin simanların klinik olarak karşılaştırıldığı sınırlı sayıda çalışma vardır. Bu sebeple bu çalışmada, CAD/CAM sistemi kullanılarak hibrit nanoseramik bloktan üretilen inley ve onley restorasyonlar etch and rinse rezin siman olan G-Cem LinkForce ve self adeziv rezin siman olan Relyx U200 Automix kullanılarak simante edildi. Her iki siman sistemi de dual-cure olarak kullanıldı. Ayrıca bu çalışmada, G-Cem LinkForce grubunda bond olarak G-Premio Universal Bond kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen dişler vital dişler olduğu için dentin dokusunda hassasiyet yaratmamak amacıyla asit sadece mine dokusuna (selektif etch modu) uygulandı. Self adeziv rezin siman grubunda ise yapılan çalışmalar doğrultusunda simanın mine dokusuna bağlanmasını arttırmak amacıyla mine asitlenerek (selektif etch modu) uygulandı.

Günümüzde restorasyonların klinik açıdan değerlendirilmesinde modifiye USPHS, FDI ve CDA değerlendirme kriterleri kullanılmaktadır (108). FDI (*World Dental Federation*) kriterleri estetik, biyolojik ve fonksiyonel açıdan üç ana başlık ve bunların alt başlıkları olarak inceler (230, 231). CDA kriterleri ise *California Dental Association* tarafından 'Diş Bakımı Klinik Standartları' olarak tanımlanmış kriterlerdir (232, 233). Bu kriterler kullanılabildiği gibi klinik çalışmalarda en çok tercih edilen kriter modifiye USPHS kriterleridir (53). Modifiye USPHS kriterleri, 1971 yılında Cvar ve Ryge tarafından ilk olarak önerilmiş, 1980 yılında ise modifiye edilerek şimdiki haline Modifiye Ryge Kriter'lerine veya 'Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (*Modified United States Public Health Service-USPHS*) Kriterleri'ne dönüştürülmüştür (53, 229).

Bu çalışmada, inley ve onley restorasyonların klinik takiplerinde en çok kullanılan kriter olan modifiye USPHS kriteri kullanıldı. Bu kriterlerden biri olan

yüzey yapısında, restorasyonun yüzey yapısının komşu dişin mine dokusu ile uyumlu olup olmadığını değerlendirilir. Plak retansiyonu, estetik, renklenme ve hasta konforu açısından pürüzsüz bir yüzey yapısı elde etmek çok önemlidir. Pürüzlü yüzeylere sahip restorasyonların bakteriyal tutunmaları, plak oluşumu ve renklenmeyi artırdığı bilinmektedir (336). Bu da diş eti problemlerine neden olduğu gibi diş çürüğü gibi ihtimalleri artırır (337). Ayrıca pürüzlü restorasyonlar antagonist dişin aşınmasına da neden olabilir (338). Minimum bakteri retansiyonu için yüzey pürüzlülüğü değeri ortalama 0.2 μm 'den düşük olmalıdır (336). Matzinger ve ark. (339) CAD/CAM rezin içerikli blokların laboratuvar koşullarında veya hasta başında elle parlatılması sonucunda yüzey pürüzlülüğünün 0.2 μm 'nin altında olduğunu vurgulamışlardır. Yapılan çalışmalarda seramik materyalinden üretilen restorasyonların en az bakteri tutulumu sergilediği bildirilmiştir (340). Gladys ve ark. (341) CAD/CAM ile üretilen seramik inleyler ile indirekt rezin kompozit inleyleri karşılaştırmıştır. 3 yıl sonunda inleylerin %89'unu pürüzsüz olarak değerlendirmiştir ve değerlendirilen indirekt kompozit inleylerin %50'sinin mat olduğunu tespit etmiştir. Thordrup ve ark. (342) ise 5 yıllık yaptıkları bir klinik araştırmada direkt ve indirekt kompozit inleyleri, indirekt porselen inleyleri ve CEREC sistemi ile üretilen porselen inleyleri karşılaştırmıştır. Bu araştırmanın sonucunda doldurucu partiküllerinin daha büyük boyuta sahip olması nedeniyle indirekt kompozit inleylerin daha pürüzlü bir yüzey yapısına sahip olduklarını rapor etmişlerdir. Yapılan bir *in vitro* çalışmada ise CAD/CAM materyallerinin simüle aşınmadan sonraki yüzey özellikleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda rezin matriks materyallerinin tam seramik materyallerine göre daha yüksek yüzey pürüzsüzlüğe ve parlaklığa sahip olduğu ve bu değerlerin insan minesinin değerlerine benzer olduğu bulunmuştur (343).

İnsan minesinin yüzey pürüzlülüğü değeri 0.45 ile 0.65 μm arasındadır (344-346). Carabba ve ark. (251) yaptıkları bir çalışmada OptraFine polisaj sisteminin kullanılması ile elde edilen pürüzlülük değerinin mine ile benzer olduğu bulunmuştur. Ayrıca bu çalışmada, OptraFine polisaj sisteminin elle kullanılan

sistemlere göre pürüzlülük ve parlaklık açısından en iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir.

Bu çalışma kapsamında yapılan inley ve onley restorasyonların hiçbirinde başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda yüzey yapısında bir bozulma gözlenmedi. Tüm restorasyonlar alfa skoru aldı. Bu başarı tüm restorasyonların aynı hibrit materyal kullanılarak üretilmesinden ve OptraFine polisaj lastikleri ile polisaj yapılmasından kaynaklanıyor olabilir.

Sekonder çürük, restorasyon ve diş birleşim sınırında ya da restorasyon altında görülen çürüklerdir. Restorasyonların en sık başarısızlığa uğradığı parametrelerden biri olarak görülür (347).

Van dijken ve ark. (348) yaptıkları bir çalışmada direkt kompozit restorasyonları iki yıllık klinik takip süresinin sonunda değerlendirmişler ve hiçbir restorasyonda sekonder çürük gözlememişlerdir. Bu durumu, yazarlar, marjinal adaptasyonun iyi olması ve takip süresinin kısa olması ile açıklamışlardır. Fasbinder ve ark. (30) tarafından yapılan bir klinik çalışmada da, CEREC sistemi ile üretilen 40 seramik inley ve 40 rezin bazlı kompozit inley 3 sene boyunca takip edilmiş ve modifiye USPHS sistemine göre değerlendirilmiştir. 3 sene süresince hiçbir restorasyonda sekonder çürük gözlememiştir. Spitznagel ve ark. (76) 2018 yılında yürüttüğü bir başka klinik çalışmada ise 103 adet polimer infiltre seramik içeren rezin bloktan üretilen restorasyonlar 5 yıl süre ile takip edilmiştir. 5 yıl süre içerisinde araştırmacılar restorasyonların hiçbirinde sekonder çürük gözlememiştir. Van Dijken ve ark. (349), sekonder çürük kriterinin en az 4-5 yıllık bir takip süresinin sonucunda değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

Bu çalışmada da CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley veya onley restorasyonları bulunan dişlerin hiçbirinde başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda sekonder çürük oluşumu gözlenmedi. Tüm gruplarda başarı oranı %100 olarak bulundu. Bu başarı takip süresinin kısa olması veya marjinal adaptasyonun iyi oluşturulması ile açıklanabilir.

Bir diğerk değerkendirme kriterimiz olan anatomik formda, restorasyonun kalan diş dokusu ve komşu dişler ile anatomik olarak eşleşmesi değerkendirilir. Restoratif materyalin yapısına, çiğneme fonksiyonu esnasında oluşan aşınmaya ve karşıt arkta bulunan restorasyon tipinin varlığına bağlı olarak anatomik form değişebilir. Aşınma ile değişen anatomik form, genellikle rezin içerikli materyallerde gözükmektedir (350, 351).

CAD/CAM sistemi kullanılarak devital dişlere hibrit seramik ve felspatik seramikten üretilmiş onley restorasyonların anatomik formlarının değerkendirildiği bir ęalıřmada, 3 yılın sonunda iki materyal grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (352). Fasbinder ve ark. (30) yapmış oldukları ęalıřmada hibrit seramik ve tam seramikten yapılmış inley restorasyonları karşılaştırılmış ve 3 yıllık takip süresi sonunda anatomik formlarında bir fark bulunmamıştır. Restorasyonların hepsine %100 Alfa skoru vermişlerdir. Spitznagel ve ark. (76) yaptıklarının yaptıkları bir klinik araştırmada hibrit seramik materyalinden 45 inley, 58 parsiyel kron restorasyonu üretilmiş ve 3 yıl takip etmişlerdir. Bu ęalıřmada, hiçbir inley restorasyonun anatomik formunda bir bozulma tespit etmemişler ancak yapılan 2 parsiyel kronunda klinik olarak kabul edilebilecek düzeyde bir bozulma olduğunu bildirmişlerdir.

Bu ęalıřmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley ve onley restorasyonların 6, 12 ve 18 aylık anatomik form değerkendirilmesinde tüm restorasyonlara alfa skoru verildi. Başarı oranı %100 olarak bulundu. Bunun sebebi kullanılan materyalin seramik iğerikte olması ve klinik takip süresinin yeterince uzun olmamasından kaynaklanıyor olabilir.

Renk uyumunda, restorasyonun kalan diş dokusu ve komşu dişler ile renk ve translüsensi bakımından eşleşmesi değerkendirilir. CEREC sisteminde kullanılan bloklar monokrom özelliği taşır. Bu durum renk uyumu için sorun olabilir. Yapılan bir klinik ęalıřmada seramik inleylerin renk uyumu 6 aylık bir takip süresinin sonunda azaldığı ancak 3 yıllık bir takip süresinin sonunda değişmeden kaldığı rapor edilmiştir. Bu durum seramik inleylerden kaynaklanmadığı, diş renginin

zaman içerisinde değişmesinden kaynaklı olduğu şeklinde açıklanmıştır (30). Ayrıca aynı çalışmada rezin matris seramik materyalinin, tam seramik materyale göre çevresindeki diş rengini daha iyi yansıttıkları bulunmuştur (30). Lu ve ark. (352) ise CAD/CAM sistemi ile Vita Enamic ve Vita Mark II bloklarını kullanarak 101 onley restorasyonu üretmişlerdir. 6. ay ve 3. yıldaki değerlendirmede renk uyumunun Vita Enamic grubuna ait restorasyonlarda daha yüksek oranda olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley ve onley restorasyonların başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda hiçbir restorasyonun renk uyumunda bozulma gözlenmedi. Bunun nedeninin nanoseramik materyallerinin renk stabilitesinin iyi olmasından kaynaklanıyor olabileceğini düşünürüz.

Marjinal adaptasyon ise restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki geçiş ve bütünlüğün değerlendirildiği restorasyonun başarısı için önemli olan bir parametredir. Başarılı bir marjinal adaptasyon, restorasyonun dişe adezyonunu iyi bir şekilde korur ve çürük oluşumunu önler (353-355). Başarılı oluşturulamayan marjinal adaptasyonda indirekt restorasyon ile diş arasındaki siman aralığı artar. Bu aralıktan bakteri kontaminasyonu olur ve sekonder çürük oluşumu gözlenebilir. Ayrıca diş yüzeyinde daha çok plak birikimine bağlı olarak periodontal dokuların iltihaplanmasına neden olabilir (356-358). Siman aralığında açık halde bulunan siman, tükürük ile etkileşerek zamanla yapısında bozunma başlar ve sonuç olarak diş ile restorasyon arasındaki adezyon zayıflamış olur (359).

Hayashi ve ark. (360) yapmış oldukları bir çalışmada 45 geleneksel fırınlanabilir seramik inley restorasyonun iki yıllık takibinde 5 restorasyonun, dört yıllık takibinde ise 6 restorasyonun değerlendirilmesinde marjinal adaptasyona "Bravo" skoru vermişlerdir. Sekiz yıllık takip süresinin sonunda ise 11 restorasyonun marjinal adaptasyon değerlendirmesine "Charlie" skoru vererek bu restorasyonları başarısız olarak kabul etmişlerdir. Bir başka çalışmada ise IPS Empress seramik materyallerinden üretilen 83 inley restorasyonun hepsi marjinal

adaptasyon değerlendirilmesinde “Alfa” skoru olarak, %100 klinik olarak başarılı bulunmuştur (361). Pallesen ve ark. (57), yaptıkları bir klinik çalışmada 140 adet rezin inley restorasyonları üretilmiş ve bir rezin siman ile 28 hastaya simante edilmiştir. 11 yıllık bir takip süresinin sonunda önemli bir marjin aşınması görememişlerdir. Ercan ve ark. (362) 2016 yılında yayınladıkları bir *in vitro* araştırmada ise Filtek Ultimate kompozit, Lava Ultimate hibrit seramik, IPS e.max Press ve IPS e.max CAD cam seramik materyallerden yapılmış inley restorasyonların kenar sızıntıları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda oklüzal bölgede en az kenar sızıntısı CAD/CAM materyallerinden IPS e.max CAD ve Lava Ultimate materyallerinden üretilen inley restorasyonlarda bulunmuştur. Oz ve ark. (363)’nin yaptıkları bir *in vitro* çalışmada CEREC Omnicam sistemi ve yüksek ısıda presleme yöntemi kullanılarak üretilen porselen MOD inleyler kırılma dayanıklılığı ve kenar uyumu açısından incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda CEREC Omnicam sistemi ile hazırlanan restorasyonların daha iyi kenar uyumu sergilediği ve kullanılan materyallerin kırılma dayanıklılığı değerlerinin benzer olduğu belirtilmiştir.

Marjinal adaptasyonda görülen başarısızlık, farklı CAD/CAM sistemlerinin (örneğin CEREC ve Procera gibi) birlikte kullanılması sonucunda da gözlenebilir (353, 355, 364) veya hacimsel büzülmeden dolayı da olabilir (365). İndirekt teknikte büzülme sadece rezin siman ve adeziv tabakadan oluşan marjin-simantasyon hattında görülür (366). Mously ve ark. (367) yapmış oldukları çalışmada siman kadar siman aralığı parametresinin restorasyonun adaptasyonuna etkilediğini rapor etmişlerdir. Yapılan bir çalışmada 200 µm'den az olan siman aralığının polimerizasyonu direkt kompozit restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesinden daha düşük olduğu bulunmuştur (368). Marjinde fazla aşınmayı önlemek amacıyla siman aralığı minimum düzeyde olmalıdır. Özellikle mine-sement birleşimine veya altına uzanan inley restorasyonlarında marjinin optimum uyumu için siman aralığı 50 ile 100 µm arasında olması gerektiği vurgulanmıştır (369, 370). Hibrit materyaller ve cam seramik materyaller kullanılarak yapılan çalışmalarda indirekt restorasyonların klinik olarak kabul

edilebilir internal aralık mesafesinin 120 µm'den az olması gerektiği bildirilmektedir (371-373). Bu sonuçlar doğrultusunda bu tez çalışmasında siman aralığı parametresi 100 µm olacak şekilde ayarlandı.

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley veya onley restorasyonların başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık marjinal adaptasyon değerlendirilmesinde tüm restorasyonlara alfa skoru verildi. Bu başarı CEREC SW 4.4.4 yazılımında her restorasyonun siman aralığının standart olması, aynı materyal grubunun kullanılması ve tüm restorasyonların aynı CAD/CAM cihazı kullanılarak üretilmesi ile açıklanabilir.

Başka bir modifiye USPHS kriteri olan kenar renklenmesi, restorasyon ve diş ara yüzeyinde meydana gelen renk değişimidir. Restorasyon materyalleri ve siman arasındaki kimyasal reaksiyon sonucunda oluşabilir ve restorasyon hattı boyunca renklenme gözlenebilir (374). Bu renklenmeler sigara kullanımı, çay ve kahve gibi boyayıcı gıdaların sık tüketilmesi ve en önemlisi rezin simanların su absorpsiyonu gibi reaksiyonları sonucu fizikokimyasal yapılarının değişmesi sonucunda ortaya çıkabilir (374). Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün de renklenmeye katkı sağladığı bulunmuştur (375).

Gordan ve ark. (376) yayınladıkları bir çalışmada kullanılan materyalden bağımsız olarak kenar renklenmesinin en sık görülen defekt olduğu, oral ortamda bulunan restorasyonun fiziksel ve kimyasal değişimlerden etkilenerek zaman içerisinde kenar uyumunun bozulduğu dolayısıyla restorasyonun kenarında renklenme olduğunu rapor etmişlerdir. Mair ve ark. (350) yapmış oldukları bir çalışmada ise kenar renklenmesinin adeziv sistemin kalınlığından ya da içeriğinden ve kompozit rezinin yapısından kaynaklandığı bildirilmiştir. Bir başka çalışma ise kompozit rezin kullanılarak yapılan restorasyonların 56 aylık takip süresinde kenar renklenmesindeki bravo skorun artış nedenini yiyeceklerden kaynaklandığını belirtmiştir (377). Yapılan bir başka çalışma ise, geleneksel fırınlanabilir seramik kullanılarak üretilen 45 inley restorasyonun kenar renklenmesi

değerlendirilmesinde iki yıllık takibin sonunda 1 restorasyona, dört yıllık takibin sonunda 3 restorasyona, sekiz yıllık takibin sonunda ise 14 restorasyona bravo skoru vermişlerdir ve yazarlar renklenmenin diyetten kaynaklandığını belirtmişlerdir (360).

Ramos ve ark. (378) ile Lu ve ark. (375)'nin rezin simanların renk stabilitelerini inceledikleri çalışmalarında da simantasyon hattında olabilecek kenar renklenmesinin sebebinin rezin simanların içerisinde bulunan tersiyer aminler sebebiyle olabileceğini ayrıca bu materyallerin hastanın diyetindeki pigmentlerden yüksek oranda etkilenebileceğini vurgulamışlardır.

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley veya onley restorasyonların 6 aylık değerlendirilmesinde RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %9.1'ine (3 restorasyon), G-Cem LinkForce rezin siman uygulanan restorasyonların %2.9'u (1 restorasyon) bravo skoru verildi. 12 aylık değerlendirilmesinde RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %15.2'sine (5 restorasyon), G-Cem LinkForce rezin siman uygulanan restorasyonların %6.3'ü (2 restorasyon) bravo skoru verildi. 18 aylık değerlendirilmesinde ise RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %18.2'sine (6 restorasyon), G-Cem LinkForce rezin siman uygulanan restorasyonların %9.4'üne (3 restorasyon) bravo skoru verildi. RelyX U 200 Automix grubunun G-Cem LinkForce grubuna göre daha yüksek bravo skoruna sahip olması içeriğinde bulunan tersiyer aminden kaynaklanabilir. Ayrıca bravo skoru verilen restorasyonlar incelendiğinde hastaların çay ve kahveyi sık tükettiği veya sigara kullandığı görülmüştür.

Diş bütünlüğü, diş dokusunun devamlılığının değerlendirildiği kriterdir. Restorasyondan ve okluzal streslere bağlı olarak diş dokusunda kırılma, çatlama görülebilir. Manhart ve ark. (246), yapmış oldukları bir klinik çalışmada 47 indirekt kompozit inley ve 24 seramik inley restorasyonu modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirmişlerdir. 2 yılın sonunda seramik inley uygulanan dişlerin %6'sının, kompozit inley uygulanan dişlerin %5'inin diş bütünlüğünde bozulma görüldüğünü

tespit etmişler ve bravo skoru vermişlerdir. 2019 yılında yayınlanan bir başka klinik çalışmada ise 113 indirekt rezin inley restorasyonun hiçbirinde 3 yılın sonunda diş bütünlüğünde bozulma görülmemişken, 12 yılın sonunda 2 restorasyonda diş kırık meydana geldiği görülmüş ve delta skoru verilmiştir (238). Kramer ve ark. (306) yaptıkları bir klinik çalışmada ise 94 adet seramik inley etch and rinse ve self etch rezin siman ile simante edilmiştir ve 4 yıl boyunca modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilmiştir. 4 yılında sonunda etch and rinse rezin siman uygulanan restorasyonlarda diş bütünlüğü bozulmamışken, self etch rezin siman uygulanan restorasyonların %13'üne bravo skoru verilmiştir. Peumans ve ark. (334) yaptıkları bir başka klinik çalışmada IPS Empress 2 materyalinden üretilmiş 62 adet inley/onley restorasyonu bir self adeziv rezin siman ile selektif etch ve selektif etch yapılmadan simante edilmiştir. İki yılın sonunda her iki grupta da diş bütünlüğü bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ancak selektif etch uygulanmayan grupta diş dokularında daha fazla pürüzlülük görülmüştür.

Bu çalışmada, RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %5,7'sinde (6 ay. kontrolünde 2 restorasyona) postoperatif hassasiyet tolere edilemeyecek düzeyde olduğu için kanal tedavisi yapıldı ve bu yüzden diş dokusunda bozulma görüldüğü ve dentin dokusu açığa çıktığı için restorasyonlar charlie skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde restorasyonların hiçbirinde diş bütünlüğünde bozulma görülmedi. G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların hiçbirinde diş bütünlüğünde bozulma görülmedi. Diş dokusunda kırık veya kasp kırılması görülmediği için delta skoru verilmedi. Bunun sebebi rezin nanoseramik materyalinin elastik modülünün dentin dokusunun elastik modülüne yakın olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Bu çalışmada, değerlendirilen bir başka önemli kriter olan restorasyon bütünlüğünde restorasyonun devamlılığı değerlendirilir. İndirekt restorasyonlar hakkında yapılan çalışmalarda en çok başarısızlık nedeni olarak restorasyon bütünlüğünde bozulma görülür. Restorasyon bütünlüğü kriterinde en çok

başarısızlık nedeni olarak debonding ve materyalin bulk kırığı olduğu belirtilmiştir (250, 379).

Yanlış endikasyon konulması, seramik materyalinin esnemesinin sınırlı olması veya inley restorasyonun yetersiz kalınlıkta olması seramik restorasyonlarda erken kırıklarına neden olabilir (380). Seramik materyallerinin içsel zayıflığı zaman içerisinde çatlak ağlarına yol açar. Çok sayıda iç mikro çatlakların olması kırılma ağlarına sebep olur ve sonuç olarak da indirekt kırılmalar meydana gelebilir (381). 2016 yılında Morimoto ve ark. (382) yapmış oldukları sistematik bir derleme ve meta-analiz çalışmasında kompozit inleyler, seramik inleyler, onleyler ve overlayler için en sık görülen başarısızlığın %4 oranında koheziv kırıklar olduğu bulunmuştur. Ayrıca vital dişlere uygulanan restorasyonların devital dişlere uygulanan restorasyonlara oranla daha çok ağızda kalma oranına sahip olduğu belirtilmiştir.

CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen restorasyonlarda da en çok görülen başarısızlık nedeni kırık olmuştur (58, 383-385). Bu kırıklar sınıf I inley restorasyonlarda marjin bölgesinde görülürken sınıf II restorasyonlarda chipping veya bulk kırıklar şeklinde görülür (58, 121, 384-386). Spitznagel ve ark. (76) yapmış oldukları bir klinik çalışmada CAD/CAM sistemi kullanılarak hibrit bloktan üretilen 45 inley ve 58 parsiyel kron 3 yıl süre ile takip edilmiştir. 23.9 ve 28.9 ay sonra 2 adet parsiyel kronunda ve 19.4 ay sonra bir adet inley restorasyonunda klinik olarak kabul edilemeyen bulk kırıklar meydana gelmiştir. Ayrıca 4 adet parsiyel kronunda klinik olarak kabul edilebilecek düzeyde minimal koheziv kırıklar görülmüştür. Fasbinder ve ark. (81) 2020 yılında yayınladıkları klinik çalışmada CAD/CAM sistemi ile 60 adet lösit ile güçlendirilmiş seramik onley ve 60 adet nanoseramik onley üretilmiştir. 5 yıl boyunca takip ettikleri restorasyonlardan 10,34,37 ve 40. aylarda dört adet lösit ile güçlendirilmiş seramik onleylerde, 19. ayda bir adet nanoseramik materyalde, 38 ve 43. aylarda nanoseramik restorasyon bulunan diş dokusunda kırık görülmüştür. Ayrıca her iki materyalden birer restorasyonda chipping meydana gelmiştir. Aynı araştırmacının yapmış olduğu bir

başka klinik çalışmada CEREC sistemi ile üretilen 40 adet feldspatik inley ve 40 adet kompozit inley restorasyonu 3 yıl süre boyunca takip edilmiştir. 3 yılın sonunda feldspatik seramik restorasyonların %11,8'inde restorasyon kırığı görülmüşken hiçbir kompozit restorasyonunda kırık görülmeyip %5.6'sında diş kırığı görülmüştür (30). Otto ve ark. (121), CAD/CAM sistemi ile ürettikleri seramik inley restorasyonların 10 yıllık takibinde %8 oranında başarısızlık bildirmişlerdir. Bu başarısızlıkların %20'si diş kırığı, %53'ü seramik kırığı nedeniyle meydana gelmiştir. Ayrıca seramik kırıklarının en sık görülen tipinin bulk kırığı olduğunu bildirmişlerdir. Martin ve ark. (254)'nin CEREC intrakoronel restorasyonlar hakkında yaptıkları bir sistematik derlemede, bu restorasyonların 4 yıldaki ağızda kalma oranını %97.4 olarak bildirmişlerdir. Bu restorasyonlarda görülen başarısızlık nedenlerinin seramik kırığı, kalan diş dokusunun kırığı ve postoperatif hassasiyet olduğunu açıklamışlardır ve oklüzal stres veya yetersiz seramik kalınlığının seramik restorasyonlarda kırılma sebebi olduğunu vurgulamışlardır.

Restorasyonların uzun dönem başarılı olması restorasyonun yapıldığı bölgeye göre değişmektedir (387, 388). Yapılan çalışmalarda en sık posterior bölgede bulunan restorasyonlarda kırık görüldüğü belirtilmiştir. Bunun sebebi çiğneme kuvvetlerine en fazla posterior dişlerin maruz kalmasıdır (389, 390).

Kısa dönem yapılan birçok klinik takip çalışmalarında seramik kırığı ve debonding en çok rastlanan restorasyon kaybı sebebi olmuştur. (56, 69, 297). Özellikle indirekt rezin kompozit restorasyonlar ve hibrit seramik restorasyonlar hakkında son yapılan *in vitro* çalışmalar daha çok debonding konusu üzerine olmuştur (21, 219, 391). Morimoto ve ark. (382), inley, onley ve overlay restorasyonları hakkındaki derlemelerinde genelde restorasyonların %1'inde debondinge bağlı başarısızlık görüldüğü vurgulanmıştır.

Bir restorasyonun retansiyon kaybı yeterli esneme kuvvetine sahip olmayan simanın, dişe ve restoratif materyale yetersiz bağlanmasından kaynaklanır. Self adeziv rezin simanların, geleneksel simanlardan daha iyi bağlanma kuvvetine sahip olduğu görülmüştür (182, 392, 393). Stanford ve ark.

(394) bir self adeziv rezin siman ve bir etch and rinse rezin siman ile simante edilmiş 95 seramik inley restorasyonu klinik olarak karşılaştırmışlardır. 3 yıllık takip sonuçlarında her iki siman da bağlanma açısından başarılı bulmuşlardır. Geraldelli ve ark. (395) da aynı siman grubunu kullanarak yaptıkları klinik çalışmada 4 yılın sonunda her iki simanın bağlanma performansını benzer bulmuşlardır. Fasbinder ve ark. (81) yayınladıkları bir klinik çalışmada CEREC sistemi kullanılarak 60 adet lösit ile güçlendirilmiş seramik onley ve 60 adet nanoseramik onleyler üretmişler ve bir self etch rezin siman ve bir etch and rinse rezin siman ile simante etmişlerdir. 5 yıl takip süresi boyunca hiçbir restorasyonda debonding görülmemiş ve her iki rezin simanın klinik performansını benzer bulmuşlardır. Aynı yazarın diğer bir çalışmada etch and rinse dual-cure rezin siman ile simante edilen 40 seramik inley ve 40 kompozit inley restorasyonun hiçbirinde 3 yıl süre içerisinde debonding görülmemiştir (30). 2018 yılında Spitznagel ve ark. (76) yayınladıkları bir klinik çalışmada CAD/CAM sistemi ile hibrit seramik bloktan ürettikleri 103 restorasyonu bir etch and rinse rezin siman kullanarak simante etmişlerdir. 3 yıl takip süresi boyunca hiçbir restorasyonda debonding görülmemiştir Pallesen ve ark. (57), yaptıkları bir klinik çalışmada ise 140 adet indirekt kompozit inley restorasyonları üretmişler ve bir etch and rinse rezin siman ile 28 hastaya simante etmişlerdir. 11 yıllık bir takip süresi boyunca yalnızca bir adet premolara uygulanan onley restorasyonunda debonding görülmüştür. Lu ve ark. (352) ise CAD/CAM sistemini kullanarak hibrit seramik ve feldspatik seramik bloktan ürettikleri 101 onley restorasyonu bir etch and rinse dual-cure rezin siman kullanarak kanal tedavili dişlere simante etmişlerdir. 3 yıl içerisinde 1 adet hibrit seramik onley restorasyonunda, 2 adet feldspatik seramik onley restorasyonunda debonding görülmüştür. Zimmermann ve ark. (396) yaptıkları bir klinik çalışmada CEREC sistemi kullanarak nanoseramik hibrit bloktan 42 adet onley üretmiş ve bir dual-cure rezin siman ile simante etmişlerdir. Takip ettikleri bu restorasyonlardan 2 tanesi 12 ay içinde, 1 tanesi 24 ay içinde retansiyon kaybına uğramıştır. Nanoseramik restorasyonlar için 24 aylık toplam başarı oranını %85.7 olarak bildirmişlerdir. Yazarlar, üç restorasyonda debonding görülmesini, nanoseramik

materyalinin tam seramik materyale göre daha düşük bağ kuvvetine sahip olması sonucu ile ilişkilendirmişlerdir. Ancak Coskun ve ark. (264) 2020 yılında yayınladıkları bir klinik çalışmada CAD/CAM sistemi kullanılarak IPS e.max CAD bloktan 30 adet inley/onley ve Cerasmart bloktan 30 adet inley/onley restorasyon üretmişler ve bir etch and rinse rezin siman kullanılarak simante etmişlerdir. 2 yıl içinde hiçbir restorasyonda debonding görülmemiştir.

Amerikan Diş Hekimleri Birliğinin yayınladığı dental materyaller rehberine göre bir kompozit materyalinin klinik olarak kabul edilebilir sayılması için 6 aylık takip süresince %5'den fazla restorasyon kaybı ve mikro çatlak görülmemesi, tamamen kabul edilebilir sayılması için ise 18 aylık takip süresince %10'dan fazla kayıp ve mikro çatlak görülmemesi gerektiği vurgulanmıştır (397).

Bu çalışmada, RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %5.7'si (2 restorasyon) 6. ay kontrolünde kanal tedavisi görmesi nedeniyle restorasyon bütünlüğünde bozulma oldu ve charlie skoru verildi. Geriye kalan restorasyonların 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda restorasyon bütünlüğünde bozulma gözlenmedi. G-Cem LinkForce etch and rinse rezin siman uygulanan restorasyonların %2.9'unda (1 restorasyon) 6. ay kontrolünde debonding görüldü. 12. ay kontrolünde ise restorasyonların %5.9'unda (2 restorasyon) debonding ve kırık sebebiyle restorasyon bütünlüğünde bozulma görüldü ve delta skoru verildi. Geriye kalan restorasyonların 18. ay kontrolünde restorasyon bütünlüğünde bozulma görülmedi. G-Cem LinkForce grubunda debonding görülmesinin nedeni restorasyon uygulanan dişlerin kalan diş dokusu miktarının yetersiz olmasından kaynaklanıyor olabilir. Kırık görülmesinin nedeni ise hastanın o bölgeyi daha fazla kullanması ile çiğneme kuvvetlerinin o bölgede yoğunlaşmasından ve karşıt arkta metal destekli seramik restorasyonun bulunmasından kaynaklı olabilir.

İnterproksimal kontakt, kontakt diş ile restorasyonun proksimal temas noktalarının değerlendirildiği kriterdir. Başarılı oluşturulmamış proksimal kontakt,

komşu diş ile gıda sıkışmasına, periodontal problemlere ve hastanın rahatsız hissetmesine neden olabilir (9).

Posterior bölgede direkt kompozit rezin restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesi ve ideal interproksimal kontakt oluşturmadaki zorluk nedeniyle indirekt kompozit veya seramik inleyler tercih edilmektedir (20). Schmalz ve ark. (244) da bu kanıyı destekleyerek seramik materyal kullanılarak yapılan indirekt restorasyonların, geniş preparasyonlarda oklüzal ve interproksimal kontakt alanlarını daha iyi oluşturulduğu ve dışın dayanıklılığını artırdığı, polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırdığını belirtmişlerdir.

Burke ve ark. (398), indirekt teknikle yapılan restorasyonların oklüzal ve interproksimal konturların tasarlanabilmesi ve yeterli düzeltmelerin kolaylıkla yapılabilmesi nedeniyle bu restorasyonlarda kontakt noktasının ideale daha yakın şekilde oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Mendonca ve ark. (399) yapmış oldukları klinik bir çalışmada direkt kompozit ve indirekt kompozit inley restorasyonlar karşılaştırılmıştır. Her iki restorasyonun klinik performansları benzer bulunmuştur ancak indirekt teknikle interproksimal kontakın daha kolay ve ideal şekilde oluşturulduğu vurgulanmıştır. Pallesen ve ark. (57), yaptıkları bir klinik çalışmada ise 140 adet indirekt kompozit inley restorasyon üretilmiş ve bir etch and rinse rezin siman ile simante edilmiştir. 11 yıllık takip süresinin sonunda 2 adet molar dişte proksimal kontakt kaybı nedeniyle gıda retansiyonu yaşandığı görülmüştür.

CAD/CAM sistemlerinin diğer indirekt yöntemlere göre bir diğer avantajı interproksimal temas alanının derecesini belirlemek için farklı renk kodlarının kullanılmasıdır. Bu sayede CAD/CAM sistemleri ile daha ideal interproksimal kontakt oluşturulur (400) . Fasbinder ve ark. (30) yapmış oldukları bir klinik çalışmada CAD/CAM sistemi ile üretilen 40 seramik inley ve 40 kompozit inley restorasyonun hiçbirinde 3 yıl süre içerisinde interproksimal kontakt kaybına bağlı olarak gıda retansiyonu görülmemiştir. Aynı araştırmacının başka bir klinik çalışmasında ise CAD/CAM sistemi ile üretilen 60 adet lösit ile güçlendirilmiş

seramik onley ve 60 adet nanoseramik onleylerden 5 yıl takip süresi boyunca hiçbir restorasyonda interproksimal kontakt kaybı görülmemiştir (81).

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley ve onley restorasyonları bulunan dişlerin hiçbirinde başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda interproksimal kontakt kaybı gözlenmedi. Bunun sebebi CEREC sisteminde tasarım yapılırken interproksimal kantağın ideal bir şekilde oluşturulmasından kaynaklı olabilir.

Değerlendirdiğimiz bir başka kriter olan hasta memnuniyetinde, hastaların tedaviden sonraki geri bildirimleri alındı. Manhart ve ark. (246), 47 indirekt kompozit inley ve 24 seramik inley restorasyonu modifiye USPHS kriterlerine göre 2 yıl süreyle takip ettikleri çalışmalarında hastaların %53 oranında seramik inleylerden, %46 oranında ise kompozit inleylerden memnun olduğunu belirtmişlerdir. Hiçbir hasta seramik inleylerinin düzeltilmesini talep etmemişken %5 hasta kompozit inleylerin düzeltilmesini talep etmiştir. Derchi ve ark. (238) etch and rinse rezin siman kullanılarak simante ettikleri 113 indirekt kompozit restorasyonun 3 ve 12 yıllık takiplerini değerlendirdikleri çalışmalarında başlangıçta hasta memnuniyeti %100 iken 3 yılın sonunda bu oran %94,7'e 12 yılın sonunda ise %79,8'e düştüğünü ve 12 yılın sonunda hastaların sadece %2'sinin restorasyondan tamamen memnun kalmadığını rapor etmişlerdir. 2019 yılında yapılan bir başka çalışmada ise CAD/CAM rezin kompozit inleyler ile direkt kompozit restorasyonlar karşılaştırılmıştır. 2 yılında sonunda sunulan raporda, tüm hastaların yapılan inley restorasyonundan %100 memnun olduğu belirtilmiştir (401).

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile hibrit bloktan üretilen inley veya onley restorasyonları bulunan dişlerin başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirme sonucunda hasta memnuniyeti %100'dür. Bu başarı takip süresinin kısa olması ile açıklanabilir.

Vital dişlerin değerlendirilmesinde önemli kriterlerden biri olan postoperatif hassasiyet, restorasyon uygulandıktan sonra çiğneme fonksiyonu ile oluşan veya dişte soğuk, sıcak, tatlı uyanlara karşı hassasiyet görülmesidir. Özellikle çok aşamalı rezin simanların uygulamasında postoperatif hassasiyet görülür. (287, 307). Yapılan birçok *in vivo* çalışmada, self adeziv rezin simanların, etch and rinse rezin simanlardan, cam iyonomer veya çinko fosfat gibi geleneksel simanlardan daha az postoperatif hassasiyet yarattığı gösterilmiştir (314, 402-405). Etch and rinse tekniğinde en önemli hassasiyet sebebi dentin yüzeyinin asitlenmesidir. Fazla asit uygulaması veya aşırı kurutma, smear tabakasının kaldırılmasını tetikler. Bu da bakterilerin pulpaya geçebileceği bir geçit oluşturur. Ayrıca bu sistemde kullanılan bonding sistemindeki monomerler de pulpada hassasiyet yaratabilir (402). Self adeziv rezin simanlar smear tabakasını değiştirirler. Bu sayede hidroliz yaratmadan bileşenleri dentin tübüllerinin içerisine girmeden yüzeysel kalır. Smear tabakası, postoperatif hassasiyeti azaltan yüzeysel hibrit tabakaya dahil edilir. Dentin tübüllerini açmayan self adeziv rezin siman, dentini pürüzlendiren asidik monomerler içerir. Bu pürüzlendirme yapan siman asiditesi bir süre devam ettikten sonra nötraliteye ulaşır (39).

Cam iyonomer simanlar ile karşılaştırılan çalışmalarda self adeziv rezin simanların daha düşük postoperatif hassasiyet yarattığı rapor edilmiştir (404, 405). Yazarlar, cam iyonomer simanlar ile birlikte hafif sitrik asitin kullanılmasının hassasiyete neden olabileceğini söylemişlerdir (404, 405). Piwowarczyk ve ark. (314) ise çinko fosfat siman ile self adeziv rezin siman arasında hassasiyet bakımından bir fark bulmamışlardır.

Van dijk ve ark. (349, 406, 407)'nin yaptıkları klinik çalışmalarda, simantasyondan sonraki ilk hafta içerisinde çiğneme sırasında, soğuğa karşı ve direkt hava akımında hissedilen hassasiyetin normal olduğunu bildirmişlerdir. Olms ve ark. (408) yaptıkları bir klinik çalışmada 60 kron restorasyonu bir self adeziv rezin siman ile simante edilmiştir. Restore edilen dişler objektif ve subjektif kriterlere göre değerlendirilmiş ve simantasyondan sonra, 2 hafta, 6 ay ve 1 yıl sonra dişlerin vitalitesi buz testi ile kontrol edilmiştir. Simantasyondan hemen

sonra restorasyonların %7'sinde, 2 hafta sonra %4,7'sinde postoperatif hassasiyet tespit edilmiştir. Ancak 6 ay sonraki kontrolde hassasiyetlerin olmadığı görülmüştür. Bu yanıt, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile restore edilmiş dişlerdeki hassasiyet ile benzer bulunmuştur. Saad ve ark. (402) ise tasarladıkları restorasyonları 2 self adeziv rezin siman ve 1 etch and rinse rezin siman kullanarak simante etmişlerdir. Simantasyondan 24 saat sonra, 2, 6 ve 12. haftalarda soğuk su, hava ve çiğnemeye karşı diş hassasiyetini bir görsel analog skala kullanarak değerlendirmişlerdir ve etch and rinse rezin simanın anlamlı derecede daha yüksek postoperatif hassasiyet yarattığını görmüşlerdir. Derchi ve ark. (238) ise etch and rinse rezin siman kullanılarak simante ettikleri 113 indirekt kompozitin 3 ve 12 yıllık takiplerini değerlendirdikleri çalışmalarında başlangıçta 4 restorasyonda postoperatif hassasiyet görüldüğünü birkaç hafta sonra bu hassasiyetlerin geçtiğini belirtmişlerdir. Bu hassasiyetin, rezin simanda görülen polimerizasyon büzülmesinden ve simanın fazlasının keskin uçlu bir sond ile temizlenmesinden kaynaklanabileceğini düşünmüşlerdir. Ancak 12 yılın sonunda restorasyonların %14.2'sinde duyarlılık testlerine pozitif yanıt ve spontan ağrı, restorasyonların %2'sinde ise vitalite kaybı görüldüğünü rapor etmişlerdir. Fasbinder ve ark. (81) 2020 yılında yayınladıkları bir klinik çalışmada CEREC sistemi kullanılarak 60 adet lösit ile güçlendirilmiş seramik onley ve 60 adet nanoseramik onleyler üretmiş ve bir self etch rezin siman ve bir etch and rinse rezin siman ile simante etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda her iki rezin simanın postoperatif hassasiyet değerleri benzer bulunmuştur. Bunun sebebini yazarlar, tek bir randevu sistemi ile restorasyonların yapılmasına, prepare edilen diş yüzeyine restorasyonun hemen bağlanmasına ve geçici restorasyon kullanılmamasına bağlamışlardır (81, 409, 410). Fasbinder ve ark. (30) yapmış oldukları bir diğer çalışmada ise CAD/CAM sistemi kullanılarak 40 adet feldspatik seramik bloktan ve 40 adet kompozit bloktan inley üretmişler ve etch and rinse rezin siman sistemi kullanarak simante etmişlerdir. İlk hafta içerisinde yalnızca bir restorasyonda hassasiyet görülmüştür ve hassasiyet iki hafta içerisinde geçmiştir. 3 yılın sonunda başka hiçbir restorasyonda postoperatif hassasiyet bildirilmemiştir. Yazarlar CAD/CAM

teknikinin kullanılmasının postoperatif hassasiyeti azalttığını belirtmişlerdir. Ayrıca seramik ve kompozit blokların kullanılması ile polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan hassasiyetin önlenebileceğini söylemişlerdir.

Bu çalışmada, RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %14,3'ünde (5 restorasyon) ilk 2 hafta içerisinde postoperatif hassasiyet görüldü. Bu restorasyonların %5,7'sinde (ilk 6 ay içinde 2 adet restorasyona) postoperatif hassasiyet tolere edilemeyecek düzeyde olduğu için kanal tedavisi yapıldı ve bu restorasyonlar delta skoru ile skorlandı. 12. ve 18. ay kontrollerinde restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet görülmedi. G-Cem LinkForce adeziv rezin siman uygulanan restorasyonların %14,7'sinde (5 restorasyon) hafif ve geçici postoperatif hassasiyet oldu fakat kanal tedavisine gerek olmadı. 12. ve 18. ay kontrollerinde ise restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet görülmedi. RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman ve G-Cem LinkForce etch and rinse rezin simanları arasında postoperatif hassasiyet bakımından istatistiksel anlamda bir fark bulunmadı. Bunun sebebi etch and rinse sisteminde dentine asit uygulamadan sadece minenin pürüzlendirildiği selektif etch yönteminin tercih edilmesinden ve universal bond kullanılmasından kaynaklanıyor olabilir. Self adeziv rezin siman sisteminde kanal tedavisine ihtiyaç duyulmasının nedeni ise hastaların önceden var olan hassasiyetlerinden kaynaklanıyor olabilir.

Bu çalışmada, CAD/CAM sistemi ile Cerasmart hibrit bloktan üretilen inley veya onley restorasyonların adezyonunda bir etch and rinse rezin siman olan G-Cem LinkForce ve bir self adeziv rezin siman olan RelyX U200 Automix'in klinik olarak başarısı karşılaştırılmış ve başlangıç, 6, 12 ve 18 aylık değerlendirmeleri yapılmıştır. Tüm kriterler açısından materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmanın başında kurulan sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Restorasyonların 18 aylık gibi kısa bir değerlendirme süresine sahip olmaları bu çalışmanın kısıtlamalarından biri olarak görülebilir. Bu çalışmada, elde ettiğimiz klinik verilerle birlikte bu materyallerin performansı hakkında daha çok bilgi

edinmek için daha fazla hasta sayısı içeren ve daha uzun takip süresine sahip klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

CAD/CAM sistemi kullanılarak hibrit nanoseramikten üretilen inley ve onley restorasyonlarının adezyonunda iki farklı adeziv rezin simanın 18 aylık klinik performansını değerlendirdiğimiz bu klinik çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1) CAD/CAM sistemi (CEREC Omnicam) ile üretilen tüm inley ve onley restorasyonlar modifiye USPHS kriterlerine göre başarılı bulunmuştur. RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman grubu için ağızda kalım oranı %94.3, G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv rezin siman grubu için ağızda kalım oranı %91.4 olarak değerlendirilmiş, genel ağızda kalım oranı %92.9 olarak bulunmuştur.

2) Birbirinden farklı içerik ve uygulama yöntemi olan RelyX U200 Automix self adeziv rezin siman ve G-Cem LinkForce adeziv rezin simanların klinik performansları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

3) Hibrit seramikten üretilen inley ve onley restorasyonlarının simantasyonunda kullanılan iki farklı adeziv rezin siman arasında ağızda kalım oranları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4) Posterior vital dişlerin simantasyonunda kullanılan iki farklı adeziv rezin siman arasında postoperatif hassasiyet bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

5) Geniş doku kaybına uğramış, geniş defektli restorasyonu veya diş çürüğü bulunan posterior dişlerin restorasyonunda CAD/CAM yöntemi kullanılarak restorasyonların üretimi ideal bir tedavi yöntemi olabilir.

6) Geniş doku kaybına uğramış, geniş defektli restorasyonu veya diş çürüğü bulunan posterior dişlerin restorasyonunda ideal proksimal kontakt oluşturmak için CAD/CAM yöntemi tercih edilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Anusavice K. Criteria for selection of restorative materials: Properties versus technique sensitivity. 1989. 15–59 p.
2. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB, Jr. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Restor Dent*. 2011;23(2):73-87.
3. Rocha Gomes Torres C, Rego HM, Perote LC, Santos LF, Kamozaki MB, Gutierrez NC, et al. A split-mouth randomized clinical trial of conventional and heavy flowable composites in class II restorations. *J Dent*. 2014;42(7):793-9.
4. Magne P, Dietschi D, Holz J. Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1996;16(2):104-19.
5. Dietschi D, R S. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth: Quintessence Publishing Co, Germany; 1997.
6. Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *Eur J Dent*. 2012;6(1):87-94.
7. Van Dijken JW. A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and glass ionomer cement-composite resin sandwich restorations. *Acta Odontol Scand*. 1994;52(6):368-76.
8. Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent*. 2000;28(6):375-82.
9. Ozakar-Ilday 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. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(3):e521-8.
10. Siessere S, Vitti M, de Sousa LG, Semprini M, Regalo SC. Educational material of dental anatomy applied to study the morphology of permanent teeth. *Braz Dent J*. 2004;15(3):238-42.
11. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J*. 2009;28(6):661-70.
12. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2013;5:21-32.
13. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419-26.
14. Burgoyne AR, Nicholls JI, Brudvik JS. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J Prosthet Dent*. 1991;65(2):206-14.

15. Davidson CL dGA, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396-9.
16. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27(6):527-34.
17. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):217-26.
18. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent.* 2012;15(2):159-64.
19. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232-4.
20. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227-35.
21. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):531-40.
22. Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent.* 1997;78(4):346-53.
23. Kramer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years: a clinical study. *J Dent.* 1999;27(5):325-31.
24. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96.
25. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:14S-21S.
26. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):117-23.
27. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
28. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
29. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Munchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14.

30. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(12):1714-23.
31. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(6):715-9.
32. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):42-4, 6.
33. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials: 2nd ed.* St. Louis, MO: Mosby; 2002.
34. Powers JM SR. *Craig's Restorative Dental Materials: 12th ed.* Philadelphia, PA: Elsevier Publishing; 2006.
35. Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont.* 1992;5(4):351-8.
36. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):127-34.
37. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(4):358-68.
38. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(1):28-30, 2, 4-5; quiz 6, 8.
39. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(6):412-9.
40. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Wei S, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage expression and microshear bond strength in the resin cement/dentin interface. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):393-401.
41. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater.* 2008;24(2):185-91.
42. Taschner M, Kramer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater.* 2012;28(5):535-40.
43. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-71, x.
44. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Ir Dent Assoc.* 2008;54(5):218-22.
45. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005;21(3):262-71.

46. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007;23(1):71-80.
47. Burke FJ, Fleming GJ, Abbas G, Richter B. Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006;14(4):185-8.
48. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):295-314.
49. Affairs ADACoS. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(4):463-72.
50. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):433-42.
51. Angeletaki F, Gkogkos A, Papazoglou E, Kloukos D. Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;53:12-21.
52. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(4):79-88.
53. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig.* 2005;9(4):215-32.
54. Duquia Rde C, Osinaga PW, Demarco FF, de VHL, Conceicao EN. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Oper Dent.* 2006;31(6):682-7.
55. Barone A, Derchi G, Rossi A, Marconcini S, Covani U. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. *Quintessence Int.* 2008;39(1):65-71.
56. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004;29(5):481-508.
57. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71-9.
58. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int.* 2006;37(2):139-44.
59. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):e1-e105.
60. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991;16(4):149-56.

61. Yamamoto M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto.: Quintessence Publishing Company; 1985.
62. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection: Quintessence Publishing Company; 2008.
63. Anusavice KÍ SC, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2013. p. 418-74.
64. Yavuzylmaz H TB, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1):8-41.
65. McLean JW HT. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Brit Dent J. 1965;119:251–67.
66. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. Compend Contin Educ Dent. 2014;35(1):38-43.
67. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67(6):859-65.
68. Tural Z YI, Tuncer Eb. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.10:157-66.
69. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98(5):389-404.
70. Kelly JR. Dental Ceramics. The Journal of the American Dental Association. 2008;139:4-7.
71. Kelly JR. Ceramics in Dentistry: Principles and Practice: Quintessence Publishing Company; 2016.
72. Association AD. CDT: Code on dental procedures and nomenclature March 17, 2015 [Available from: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>].
73. VITA. VITA ENAMIC® for IOS FastDesign™ System Working Instructions. 2014.
74. ESPE M. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Pro le. 2011.
75. Liebermann A, Spintzyk S, Reymus M, Schweizer E, Stawarczyk B. Nine prophylactic polishing pastes: impact on discoloration, gloss, and surface properties of a CAD/CAM resin composite. Clin Oral Investig. 2019;23(1):327-35.
76. Spitznagel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. Clin Oral Investig. 2018;22(5):1973-83.
77. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2015;114(4):587-93.

78. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705-10.
79. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2015;34(4):495-502.
80. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):194-9.
81. Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside Computer Assisted Design/Computer Assisted Machining nano-ceramic restorations: Five-year status. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):193-203.
82. Gladys S VMB, Inokoshi S. Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-colored inlay systems at 3 years. *J Dent.* 1995;23:329-38.
83. Kramer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent.* 2000;25(6):466-72.
84. Arnetzl G, Arnetzl GV. Hybrid materials offer new perspectives. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):177-86.
85. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Morig G, Naumann M, Braun A, et al. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater.* 2015;31(11):1312-20.
86. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016;32(4):529-34.
87. Lima FF, Neto CF, Rubo JH, Santos GC, Jr., Moraes Coelho Santos MJ. Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):396-402.
88. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564-9.
89. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(6):382-93.
90. VITA. VITA ENAMIC® for IOS FastDesign™ System Working Instructions. 2014.
91. Corporation SD. Shofu Block & Disk Hc Cad/Cam Ceramic-Based Restorative.
92. Espe m. Paradigm Tm Mz100 Block Technical Product Profile.
93. Meyer A, Jr., Cardoso LC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(6):338-51; discussion 52.

94. Shillinburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co Illinois. 1997:171-79.
95. Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. Porcelain inlay: a historical view. Oper Dent. 1990;15(2):61-70.
96. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. Int J Esthet Dent. 2017;12(4):482-502.
97. Ricketts D BD. Advanced Operative Dentistry: A Practical Approach. Elsevier Health Sciences. 2011:151-62.
98. Thompson MC, Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. Aust Dent J. 2010;55(2):120-7; quiz 231.
99. Yüksel D, Çekiç, C., Özkan, DP. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2000;10:79-88.
100. Gemalmaz D. Use Of Heat-Pressed, Leucite-Reinforced Ceramic On Anterior And Posterior Onlays: A Clinical Report. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 2002;87:873-7.
101. Rosentritt M BM, Handel G. . Fixed Partial Dentures: All-Ceramics, Fibre-Reinforced Composites And Experimental Systems. J Oral Rehabil. 2003;30:873-7.
102. Zaimoğlu A CG. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004;24.
103. Heymann H, Swift, Jr. Ej., Ritter, Av. Sturdevant's Art & Science Of Operative Dentistry Elsevier Health Sciences. 2014:280-6.
104. Burgess JO, Haveman CW, Butzin C. Evaluation of resins for provisional restorations. Am J Dent. 1992;5(3):137-9.
105. 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. J Esthet Restor Dent. 2005;17(4):224-35.
106. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. Dent Mater. 2012;28(3):320-6.
107. Gresnigt MM, Kalk W, Ozcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up. J Adhes Dent. 2013;15(2):181-90.
108. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. Dent Mater. 2013;29(12):1209-18.
109. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. Oral Implantol (Rome). 2014;7(3):57-70.

110. Davidowitz G KP. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559-70.
111. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:97-106.
112. Jain R TR, Jain GC, Takkar RK, Deora N. CAD-CAM the future digital dentistry. *Ann Prostho Restor Dent.* 2016;2(2):33-6.
113. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(1):59-64.
114. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):187-93.
115. Harish G KD, Mahesh PC, Suhasaria S, Madhuri V, Brunda K. CAD/CAM in dentistry-A review. *Int J Res Dent* 2015;5(2):14-21.
116. Irfan UB AK, Nadim R. A review on CAD/CAM in dentistry. *J Pak Dent Assoc.* 2015;24(3):112-6.
117. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60(2):72-84.
118. Sneha S.Mantri ASB. CAD/CAM In Dental Restorations: An Overview. Researchgate. June 2010
119. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:22S-31S.
120. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:7S-13S.
121. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):122-8.
122. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
123. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):405-26, viii.
124. Sirona. 2017 [Available from: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerecchairside- solutions>.
125. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):171-81.
126. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig.* 2015;19(8):2035-43.

127. Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent.* 2009;12(1):11-28.
128. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014:783948.
129. Reiss B. Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compend Contin Educ Dent.* 2001;22(6 Suppl):14-8.
130. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):507-8, 10, 12 passim; quiz 17, 27.
131. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(9):1301-3.
132. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
133. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235-42.
134. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
135. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):455-61.
136. Ozer F, Mante FK, Chiche G, Saleh N, Takeichi T, Blatz MB. A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int.* 2014;45(1):31-8.
137. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater.* 2015;31(8):e168-77.
138. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;35:93-101.
139. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int.* 2015;2015:418641.
140. Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(2):164-71.
141. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015;57(3):255-61.

142. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105-13.
143. Moon JD SE, Son SA, Jung KH, Kwon YH, Park JK. Effect of immersion into solutions at various pH on the color stability of composite resins with different shades. *Restor Dent Endod* 2015;40(4):270-6.
144. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Loffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):321-8 e2.
145. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29(12):1201-8.
146. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012;28(5):529-34.
147. Raigrodski A. Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):531-44.
148. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cimpean SI, Ghinea R. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28 Suppl 1:S46-55.
149. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* 2016;95(5):487-95.
150. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7:118-22.
151. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 2019;63(2):175-97.
152. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):702-4, 6, 8-9.
153. Tekce N, Pala K, Demirci M, Tuncer S. Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater J.* 2016;35(3):523-31.
154. Amerika G. GC Cerasmart Product Description. 2014.
155. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.
156. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):643-58, vi.
157. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20(3):197-9, 202-8, 10 passim; quiz 20.

158. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142 Suppl 2:20S-4S.
159. Dikiciler S. Adhesion in dentistry and new approaches of adhesive resin cements. *J Dent Fac Ataturk Uni* 2016;14:152-8.
160. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):821-34.
161. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-32.
162. Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg.* 2011;22(3):952-8.
163. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757-85.
164. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update.* 2005;32(5):251-4, 7-8, 60.
165. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):265-73.
166. McComb D. Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17(8):759-62, 64 passim; quiz 74.
167. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Altitinchi A, Ahmed SN, Donovan TE. Mechanical properties of resin-based cements with different dispensing and mixing methods. *J Prosthet Dent.* 2018;119(6):1007-13.
168. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res.* 2018;97(2):132-9.
169. Miotti LL FA, Montagner AF, Pozzobon RT, Da Silveira BL, Susin AH. Is Conventional Resin Cement Adhesive Performance to Dentin Better Than Self-adhesive? A Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory Studies. *Open Dent J.* 2020;feb 26.
170. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163-77.
171. Uludamar A AnS, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg.* 2011;21:150-62.
172. Manso AP SN, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55:311-32.

173. Höland W, Rheinberger, V., Apel, E., Ritzberger, C., Rothbrust, F., Kappert, H., Krumeich, F., Nesper, R. . Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *J Eur Ceram Soc.* 2009;29:1291-7.
174. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):677-94, vii.
175. Powers JM. Self-adhesive resin cements: characteristics, properties and manipulation. *Functional Esthetics & Restorative Dentistry.* 2008;1:34-40.
176. Burgess J.O. GT. A practical guide to the use of luting cements 2008.
177. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007;23(7):829-39.
178. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater.* 2006;22(10):934-41.
179. 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. *Dent Mater.* 2004;20(10):963-71.
180. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):7-10.
181. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater.* 2006;22(6):533-44.
182. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent.* 2004;32(1):55-65.
183. Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater.* 2005;21(4):375-83.
184. Van Landuyt KL KP, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34(1):77-85.
185. Sevmez H, Güngör, M.B., Yılmaz, H. Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2018;39(3): 148-59.
186. De Mello CC, Bitencourt SB, Dos Santos DM, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC. The Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Veneer Ceramic: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2018;27(7):624-35.

187. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Exterkate R, Kleverlaan CJ, Valandro LF, et al. Grinding With Diamond Burs and Hydrothermal Aging of a Y-TZP Material: Effect on the Material Surface Characteristics and Bacterial Adhesion. *Oper Dent*. 2017;42(6):669-78.
188. Papias E LC, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102(2):395-413.
189. Külünk Ş KInT, Kavut İ, Saraç D, Kunt GE. Fracture strength of surface treated zirconia based multilayer CAD/CAM ceramic crowns. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2017;23(3):174-83.
190. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater*. 2012;28(8):880-7.
191. Pradies G, Godoy-Ruiz L, Ozcan M, Moreno-Hay I, Martinez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing. *J Prosthodont*. 2019;28(1):e216-e21.
192. Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2017;33(3):294-308.
193. Canneto JJ, Cattani-Lorente M, Durual S, Wiskott AH, Scherrer SS. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dent Mater*. 2016;32(2):171-82.
194. Ohkuma K, Kazama M, Ogura H. The grinding efficiency by diamond points developed for yttria partially stabilized zirconia. *Dent Mater J*. 2011;30(4):511-6.
195. Nakamura S YK, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil*. 2004;31:785-9.
196. Moravej-Salehi E M-SE, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent*. 2016;7(4):347-54.
197. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006;22(3):283-90.
198. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45-50.
199. Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed MS, Alrahlah A, Bhandi SH. Adhesive Bonding to Computer-aided Design/ Computer-aided

Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(7):622-6.

200. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-62.

201. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20(4):338-44.

202. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Oper Dent.* 2016;41(2):171-8.

203. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-74.

204. Magne P BU. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach 2002.

205. Dérand P DrT. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Inter J Prosth.* 2000;13.

206. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18(5):380-8.

207. Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.* 1998;11(6):276-80.

208. Bona AD AK. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Inter J Prosth.* 2002;15.

209. Usume A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):24-30.

210. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28(5):647-60.

211. Gökçe B, Özpınar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen B, M Gnr. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent.* 2007;32:173-8.

212. Han GJ KJ, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(1):81-8.

213. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(2):101-9.

214. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27(1):71-82.

215. Manso AP SN, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-32.
216. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil.* 2005;32(2):128-33.
217. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23(7-8):1097-111.
218. Yoshida K, Tsuo Y, M A. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.* 2006;77:28-33.
219. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskva CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent.* 2016;18(4):289-302.
220. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2018;34(2):306-16.
221. Heikkinen TT LL, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 2007;65(4):241-8.
222. Shin YJ SY, Yi YA, Kim J, Lee IB, Cho BH. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning.* 2014;36(5):479-86.
223. Pilo R, Dimitriadi M, Silikas N, Eliades G. Novel silane encapsulation system for tribochemical resin bonding to a Co-Cr alloy. *J Dent.* 2016;50:60-8.
224. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent.* 2014;42(1):90-8.
225. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 2012;28(5):467-77.
226. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018;34(1):13-28.
227. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(6):567-73.
228. Ozcan M, Nijhuis, H., Valandro, LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater.* 2008;27(1):99-104.
229. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J.* 1980;30(4):347-58.

230. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2007;11(1):5-33.
231. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig*. 2010;14(4):349-66.
232. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, et al. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(2):165-77.
233. Allander L, Birkhed D, Bratthall D. Quality evaluation of anterior restorations in private practice. *Swed Dent J*. 1989;13(4):141-50.
234. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*. 2008;21(1):53-9.
235. Arnetzl GV, Arnetzl G. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *Int J Comput Dent*. 2006;9(4):289-98.
236. Morin M. Preparation, fabrication and 3D scanning to achieve esthetic results with chairside CAD/CAM technology. In: Mörman WH. *State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC*. New Malden: Quintessence Publishing. 2006:89-92.
237. Garber DA GR. *Porcelain & Composite Inlays & Onlays: Esthetic posterior restorations*. Quintessence Publishing Co Inc, Carol Stream, IL. 1994:38-57.
238. Derchi G, Marchio V, Borgia V, Ozcan M, Giuca MR, Barone A. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence Int*. 2019;50(6):448-54.
239. Kemaloglu H, Pamir T, Tezel H. A 3-year randomized clinical trial evaluating two different bonded posterior restorations: Amalgam versus resin composite. *Eur J Dent*. 2016;10(1):16-22.
240. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1999;82(4):391-7.
241. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater*. 2013;29(3):324-31.
242. Zaruba M, Kasper R, Kazama R, Wegehaupt FJ, Ender A, Attin T, et al. Marginal adaptation of ceramic and composite inlays in minimally invasive mod cavities. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):579-87.

243. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *J Adhes Dent.* 2006;8(6):427-31.
244. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent.* 1995;73(4):392-9.
245. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(5):587-94; quiz 654.
246. Manhart J, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Chen HY, Hickel R. A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2000;4(4):192-8.
247. Ishii N, Maseki T, Nara Y. Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing. *Dent Mater J.* 2017;36(3):357-67.
248. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent.* 2003;6(3):231-48.
249. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(8):1171-81.
250. Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta Odontol Scand.* 1998;56(5):263-7.
251. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems. *Oper Dent.* 2017;42(2):175-84.
252. Papadopoulos C, Dionysopoulos D, Tolidis K, Kouros P, Koliniotou-Koumpia E, Tsitrou EA. Structural Integrity Evaluation of Large MOD Restorations Fabricated With a Bulk-Fill and a CAD/CAM Resin Composite Material. *Oper Dent.* 2019;44(3):312-21.
253. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001;3(1):45-64.
254. Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater.* 1999;15(1):54-61.
255. Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 2000;108(3):239-46.
256. Otto T. Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Comput Dent.* 2017;20(3):315-29.
257. Bernhart J, Schulze D, Wrbas KT. Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):265-77.

258. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014;93(1):62-7.
259. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(4):e495-500.
260. Kramer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res.* 2006;85(12):1097-100.
261. Keul C, Muller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent.* 2014;42(9):1105-14.
262. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent.* 2015;40(3):E83-91.
263. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):e275-e83.
264. Coskun E, Aslan YU, Ozkan YK. Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):244-50.
265. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):384-9.
266. Gurdal I, Atay A, Eichberger M, Cal E, Usumez A, Stawarczyk B. Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2018;120(4):546-52.
267. Cekic Nagas I EF, Ergün G, Valittu PK, Lassila LV. Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontol Turc.* 2017;34(3):98-103.
268. Cekic-Nagas I, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LV. Influence of polymerization mode on degree of conversion and micropush-out bond strength of resin core systems using different adhesive systems. *Dent Mater J.* 2008;27(3):376-85.
269. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):758-64.
270. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):123-30.
271. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):551-6.

272. Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent.* 2000;2(4):305-13.
273. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res.* 1987;66(9):1460-5.
274. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 1993;70(3):224-33.
275. Oz FD, Canatan S, Bolay S. Effects of surface treatments on the bond strength of composite resin to hybrid computer-assisted design/ manufacturing blocks. *Journal of adhesion science and technology.* 2019;9(9):986-1000.
276. Olmez A, Oztas N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int.* 1998;29(11):725-9.
277. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34(8):622-30.
278. Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13(1):28-35.
279. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil.* 2005;32(8):598-605.
280. Mine A, Kabetani T, Kawaguchi-Uemura A, Higashi M, Tajiri Y, Hagino R, et al. Effectiveness of current adhesive systems when bonding to CAD/CAM indirect resin materials: A review of 32 publications. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019;55(1):41-50.
281. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* 2010;89(10):1063-7.
282. Van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res.* 2013;92(7 Suppl):78S-83S.
283. Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AD, Demarco FF. Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *J Dent.* 2012;40(9):703-10.
284. Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, et al. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater.* 2015;31(8):958-85.
285. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2009;21(2):77-87.
286. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: a literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002;68(4):233-7.

287. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent.* 2000;25(4):324-30.
288. Van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *Eur J Oral Sci.* 2001;109(4):222-9.
289. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 1995;26(4):293-300.
290. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;25(3):261-6.
291. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):221-6.
292. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000;16(4):303-10.
293. Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(2):169-77.
294. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-31.
295. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *J Dent.* 2014;42(1):68-74.
296. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109(3):179-86.
297. Van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater.* 2010;26(9):929-39.
298. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):306-12.
299. Souza RO, Castilho AA, Fernandes VV, Bottino MA, Valandro LF. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent.* 2011;13(2):155-62.
300. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MR. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):285-9.
301. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):515-24.

302. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999;24(1):38-44.
303. Haller B, Hassner K, Moll K. Marginal adaptation of dentin bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and luting resin composites. *Oper Dent.* 2003;28(5):574-84.
304. Shade AM, Wajdowicz MN, Bailey CW, Vandewalle KS. The effect of simplified adhesives on the bond strength to dentin of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2014;39(6):627-36.
305. Shimizu Y, Tsujimoto A, Furuichi T, Suzuki T, Tsubota K, Miyazaki M, et al. Influence of light intensity on surface free energy and dentin bond strength of core build-up resins. *Oper Dent.* 2015;40(1):87-95.
306. Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater.* 2006;22(1):13-21.
307. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent.* 2005;7(1):7-17.
308. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent.* 2014;42(5):603-12.
309. Swift EJ, Jr., Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent.* 1997;10(4):184-8.
310. Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont.* 2015;24(2):100-8.
311. Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, et al. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent.* 2015;40(1):63-71.
312. Costa LA, Carneiro KK, Tanaka A, Lima DM, Bauer J. Evaluation of pH, ultimate tensile strength, and micro-shear bond strength of two self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 2014;28:1-7.
313. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):574-9.
314. Piwowarczyk A, Schick K, Lauer HC. Metal-ceramic crowns cemented with two luting agents: short-term results of a prospective clinical study. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):917-22.
315. Inukai T, Abe T, Ito Y, Pilecki P, Wilson RF, Watson TF, et al. Adhesion of indirect MOD resin composite inlays luted with self-adhesive and self-etching resin cements. *Oper Dent.* 2012;37(5):474-84.

316. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent.* 2012;40(10):866-72.
317. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig.* 2010;14(2):187-92.
318. Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Amaral R, Valandro LF, Bottino MA, Del Castillo-Salmeron R. Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):227-35.
319. Zorzin J, Belli R, Wagner A, Petschelt A, Lohbauer U. Self-adhesive resin cements: adhesive performance to indirect restorative ceramics. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):541-6.
320. Silva e Souza MH, Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(3):207-14.
321. Piemjai M, Nakabayashi N. Effect of dentin conditioners on wet bonding of 4-META/MMA-TBB resin. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):325-31.
322. Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):258-64.
323. Santos MJ, Bapoo H, Rizkalla AS, Santos GC. Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Oper Dent.* 2011;36(5):512-20.
324. Kim JY, Cho GY, Roh BD, Shin Y. Effect of Curing Mode on Shear Bond Strength of Self-Adhesive Cement to Composite Blocks. *Materials (Basel).* 2016;9(3).
325. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):242-52.
326. Guo KW, Weng WM, Zhang BW. [Evaluation of bond strength of three resin cements on CAD/CAM ceramic-dentin]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2012;21(1):20-3.
327. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent.* 2008;10(5):373-8.
328. Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hammerle CH, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater.* 2012;28(11):1183-90.

329. Baader K, Hiller KA, 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. *J Adhes Dent.* 2016;18(1):69-79.
330. Sabatini C, Patel M, D'Silva E. In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Oper Dent.* 2013;38(2):186-96.
331. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(1):87-93.
332. Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig.* 2012;16(2):451-61.
333. Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. *Oper Dent.* 2008;33(5):516-25.
334. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *J Adhes Dent.* 2010;12(2):151-61.
335. Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2013;17(3):739-50.
336. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13(4):258-69.
337. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol.* 1995;22(1):1-14.
338. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist: a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater.* 2008;24(4):433-49.
339. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):725-37.
340. Eick S GE, Brandl B, Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2004;31(3):278-85.
341. Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Braem M, Lambrechts P, et al. Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent.* 1995;23(6):329-38.

342. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int.* 2001;32(3):199-205.
343. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-25.
344. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res.* 1991;70(9):1299-305.
345. Botta AC, Duarte S, Jr., Paulin Filho PI, Gheno SM, Powers JM. Surface roughness of enamel and four resin composites. *Am J Dent.* 2009;22(5):252-4.
346. Ozkan P, Kansu G, Ozak ST, Kurtulmus-Yilmaz S, Kansu P. Effect of bleaching agents and whitening dentifrices on the surface roughness of human teeth enamel. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):488-97.
347. Mjor IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int.* 2000;31(3):165-79.
348. Stefanski S, van Dijken JW. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):147-53.
349. Van Dijken JW, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent.* 2009;11(2):143-8.
350. Mair LH, Vowles RW, Cunningham J, Williams DF. The clinical wear of three posterior composites. *Br Dent J.* 1990;169(11):355-60.
351. Wang L, Garcia FC, Amarante de Araujo P, Franco EB, Mondelli RF. Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing test. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16(5):303-14; discussion 14-5.
352. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):363-8.
353. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):235-40.
354. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-54 e10.
355. Naumann M, Ernst J, Reich S, Weisshaupt P, Beuer F. Galvano- vs. metal-ceramic crowns: up to 5-year results of a randomised split-mouth study. *Clin Oral Investig.* 2011;15(5):657-60.

356. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
357. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):189-92.
358. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):526-30.
359. L'Estrange PR, Karlsson SL, Odman P, Stegersjo G, Engstrom B. Clinical evaluation of restoration margins by an endoscopic microscope. *Aust Dent J.* 1991;36(6):415-20.
360. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper Dent.* 2000;25(6):473-81.
361. 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. *Am J Dent.* 2009;22(1):55-9.
362. Ercan E, İbrahimov D, Hamidi MM. Kompozit İnley, İndirekt Porselen İnley ve Cad/Cam İnley Sistemi İle Restore Edilen Dişlerin Kenar Sızıntılarının İncelenmesi: İn Vitro Çalışma Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2016;26(1):29-37.
363. Oz FD, Bolay S. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique. *Int J Dent.* 2018;2018:5152703.
364. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):909-13.
365. Petrovic LM, Drobac MR, Stojanac I, Atanackovic TM. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. *Dent Mater.* 2010;26(5):449-55.
366. Turkmen C, Durkan M, Cimilli H, Oksuz M. Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(4):363-9.
367. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):249-56.
368. Yamamoto T, Nakamura Y, Nishide A, Kubota Y, Momoi Y. Contraction stresses in direct and indirect composite restorations compared by crack analysis. *J Adhes Dent.* 2013;15(1):47-54.
369. Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S. In vitro evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays. *Int J Prosthodont.* 1999;12(4):342-7.

370. Hahn P, Attin T, Grofke M, Hellwig E. Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater.* 2001;17(3):191-6.
371. De Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):386-92.
372. Borba M, Miranda WG, Jr., Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res.* 2013;27(5):396-402.
373. Gressler May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater.* 2015;31(8):895-900.
374. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent.* 2011;39 Suppl 1:e30-6.
375. Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent.* 2004;17(5):354-8.
376. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjor IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc.* 2009;140(12):1476-84.
377. Pazinato FB, Gionordoli Neto R, Wang L, Mondelli J, Mondelli RF, Navarro MF. 56-month clinical performance of Class I and II resin composite restorations. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(3):323-8.
378. Ramos NC, Luz JN, Valera MC, Melo RM, Saavedra G, Bresciani E. Color Stability of Resin Cements Exposed to Aging. *Oper Dent.* 2019;44(6):609-14.
379. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):619-26.
380. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
381. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):468-75.
382. Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Ozcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985-94.
383. Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM. Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig.* 2012;16(5):1413-24.

384. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent*. 2008;10(5):393-8.
385. Sjogren 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. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2):241-6.
386. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent*. 2006;9(1):11-22.
387. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015;31(6):603-23.
388. Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *Int J Prosthodont*. 2012;25(5):441-50.
389. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*. 1976;3(1):57-67.
390. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*. 1993;51(5):323-31.
391. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kramer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*. 2015;18(1):9-20.
392. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent*. 2003;89(6):558-64.
393. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*. 2006;22(1):45-56.
394. Stanford C DD, Geraldeli S. Three-year follow-up outcomes of bonded ceramic posterior restorations. *J Dent Res*. 2008;87.
395. Geraldeli S SC, Dawson D. Single and multi-step luting agents after four years. *J Dent Res*. 2009;88.
396. Zimmermann M, Koller C, Reymus M, Mehl A, Hickel R. Clinical Evaluation of Indirect Particle-Filled Composite Resin CAD/CAM Partial Crowns after 24 Months. *J Prosthodont*. 2018;27(8):694-9.
397. Association AD. Council on Scientific Affairs American Dental Association program guidelines: products for dentin and enamel adhesive materials. 2001 [Available from: (www.ada.org)].

398. Burke FJ, Watts DC, Wilson NH, Wilson MA. Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J.* 1991;170(7):269-73.
399. Mendonca JS, Neto RG, Santiago SL, Lauris JR, Navarro MF, de Carvalho RM. Direct resin composite restorations versus indirect composite inlays: one-year results. *J Contemp Dent Pract.* 2010;11(3):025-32.
400. Logozzo S, Franceschini, G., Kilpelä, A., Caponi, M., Governi, L., Blois, L. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *The Inter J Med Tech.* 2008;5(1).
401. Tunac AT, Celik EU, Yasa B. Two-year performance of CAD/CAM fabricated resin composite inlay restorations: A randomized controlled clinical trial. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(6):627-38.
402. Saad Del D, Atta O, El-Mowafy O. The postoperative sensitivity of fixed partial dentures cemented with self-adhesive resin cements: a clinical study. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(12):1459-66.
403. Azevedo CG, De Goes MF, Ambrosano GM, Chan DC. 1-Year clinical study of indirect resin composite restorations luted with a self-adhesive resin cement: effect of enamel etching. *Braz Dent J.* 2012;23(2):97-103.
404. Blatz MB, Mante FK, Saleh N, Atlas AM, Mannan S, Ozer F. Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement--a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* 2013;17(3):793-8.
405. Shetty RM, Bhat S, Mehta D, Srivatsa G, Shetty YB. Comparative analysis of postcementation hypersensitivity with glass ionomer cement and a resin cement: an in vivo study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(3):327-31.
406. Van Dijken JW. A 6-year prospective evaluation of a one-step HEMA-free self-etching adhesive in Class II restorations. *Dent Mater.* 2013;29(11):1116-22.
407. Van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K. A four-year clinical evaluation of a highly filled hybrid resin composite in posterior cavities. *J Adhes Dent.* 2005;7(4):343-9.
408. Olms C BA, Lautenschlager C, Setz J. Clinical study of postoperative sensitivity for new self-adhesive resin cement. *J Dent Res.* 2008;87.
409. Magne P, So WS, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent.* 2007;98(3):166-74.
410. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):594.

8. EKLER

- 8.1 **EK-1.** Tez Çalışması İle İlgili Etik Kurul İzni
 8.2 **EK-2.** Tez Çalışması İle İlgili İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu İzni
 8.3 **EK-3.** Hasta Takip Formu

KLİNİK TAKİP FORMU

Adı Soyadı:
 Doğum Tarihi:
 Dosya No:
 Telefon No:
 Restorasyonun Yapıldığı Tarih:
 Restorasyonu Yapan Hekim:
 Restorasyonda Kullanılan Materyal:

Diş No	Kriterler										
	Yüzey Yapısı	Seconder Çürük	Anatomik Form	Renk Uyumu	Marjinal Adaptasyon	Kenar Renklenmesi	Diş Bütünlüğü	Restorasyon Bütünlüğü	Interproksimal Kontak	Postoperatif Hassasiyet	
Baseline											
6.ay											
12.ay											
18.ay											

Alfa: Klinik olarak mükemmel/ çok iyi
 Bravo: Klinik olarak yeterli/tatminkâr
 Charlie: Klinik olarak yetersiz/ Ciddi defekt var
 Delta: Restorasyon başarısız