



T.C
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SELF-ADEZİV REZİN SİMANLARLA YAPIŞTIRILAN
SEROMERLERİN DENTİN YÜZEYİNE
BAĞLANTISININ İNCELENMESİ**

Dt. MERAL DURKAN
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. CAFER TÜRKMEN

İSTANBUL – 2007

I) TEŞEKKÜR

Tez konumun belirlenmesi ve tez çalışmam boyunca çalışkanlığı ve yardımsever kişiliği ile bana yol gösteren ve destek olan tez danışmanın Sayın Doç. Dr. Cafer Türkmen'e,

Akademik yaşamıma başlamamdaki katkılarından ve bu süre içerisindeki ilgi ve desteklerinden dolayı Sayın Prof. Dr. Funda Yanıkoğlu'na,

Doktora öğrenimim süresince desteklerini gördüğüm Ana Bilim Dalı Başkanı'mız Sayın Prof. Dr. Mahir Günday, Prof. Dr. Nimet Gençöglu ve Prof. Dr. Bülent Topbaşı'na,

Bağlanma direnci deneylerinin gerçekleştirilmesindeki tüm aşamalarda gösterdiği çok değerli yardımları için Marmara Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Malzeme Eğitimi Anabilim Dalı, Metal Eğitimi Bölümü öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Mustafa Öksüz'e,

Eğitimime katkıda bulunan Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri, beraber görev yaptığım asistan arkadaşlarım ve yardımcı personele,

Polimerizasyon cihazının kullanımı için Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı ve JEOL JSM 5200 SEM cihazının kullanımı için Marmara Üniversitesi'ne ve bu işlemler süresince bana yardımcı olan kişilere,

Tez çalışmam kapsamında kullandığım dental ürünleri sağlayan üretici firmaların Türkiye temsilcilerine,

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini eksik etmeyen sevgili anne ve babama teşekkürlerimi sunarım.

II) İÇİNDEKİLER

I) Teşekkür	I
II) İçindekiler	II
III) Kısaltmalar ve Simgeler	V
IV) Şekil, Resim ve Tabloların Listesi	VI
i Şekillerin Listesi	VI
ii Resimlerin Listesi	VII
iii Tabloların Listesi	IX
1. Özet	1
2. Summary	2
3. Giriş ve Amaç	4
4. Genel Bilgiler	6
4.1. Posterior Restorasyonlar	6
4.1.1. Direkt Uygulanan Estetik Posterior Restorasyonlar	7
4.1.1.1. Silikat Simanlar	7
4.1.1.2. Akrilik Reziner	7
4.1.1.3. Cam İyonmerler	7
4.1.1.4. Kompozit Reziner	10
4.1.1.4.1. Kompozit Rezinerin Sınıflandırılması	13
4.1.1.4.1.1. İnorganik Doldurucu Partiküllere Göre Kompozit Reziner	13
4.1.1.4.1.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Reziner	14
4.1.1.4.1.3. Vizkozitelerine Göre Kompozit Reziner	15
4.1.2. İndirekt Uygulanan Estetik Posterior Restorasyonlar	16
4.1.2.1. Kompozit Resin İnley Sistemleri	18
4.1.2.1.1. Tek Seansta Yapılan Kompozit Resin İnleyle	20
4.1.2.1.2. İki Seansta Yapılan Kompozit Resin İnleyle	21
4.1.2.2. Seramik Polimerler (Seromerler)	21
4.1.2.3. Seramik İnley Sistemleri.	24

4.1.2.4. CAD/CAM Seramik İnleyler	28
4.2. Dental Yapıştırma Simanları	29
4.2.1. Çinkofosfat Simanlar	31
4.2.2. Çinkopolikarboksilat Simanlar	32
4.2.3. Cam iyonomer Simanlar	33
4.2.4. Hibrit İyonomer Simanlar	35
4.2.4.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	35
4.2.4.2. Poliasit Modifiye Rezin Simanlar	36
4.2.5. Rezin Simanlar	37
4.2.6. Self-Adeziv Rezin Simanlar	40
4.3. Adezyon	44
4.3.1. Mine Adezyonu	45
4.3.2. Dentin Adezyonu	46
4.3.3. Modern Adeziv Sistemler	47
4.3.4. Adeziv Sistemlerin Gelişimi	47
5. Gereç ve Yöntem	53
5.1. Gereç	53
5.2. Yöntem	55
5.2.1. Doğal Dişlerin Toplanması	55
5.2.2. Dişlerin Hazırlanması	55
5.2.3. Seromer Bloklarının Hazırlanması	56
5.2.4. Seromer Restorasyonların Pürüzlendirilmesi	59
5.2.5. Çekme Testi Uygulanan Örneklerin Hazırlanması	60
5.2.5.1. Total-Etch Adeziv Sistem ile Birlikte Kompozit Rezin Restorasyon Uygulaması	60
5.2.5.2. Total-Etch Adeziv Sistem ve Rezin Siman ile Birlikte Seromer Restorasyonların Yapıştırılması	62
5.2.5.3. Self-Etch Adeziv Sistem ile Birlikte Kompozit Rezin Restorasyon Uygulaması	62
5.2.5.4. Self-Etch Adeziv Sistem ve Rezin Siman ile Birlikte Seromer Restorasyonların Yapıştırılması	63

5.2.5.5.	Seromer Restorasyonların RelyX Unicem Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması	64
5.2.5.6.	Seromer Restorasyonların Maxcem Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması	66
5.2.5.7.	Seromer Restorasyonların Embrace Wet Bond Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması	66
5.2.6.	Makaslama Testi Uygulanan Örneklerin Hazırlanması	67
5.2.7.	Çekme Testinin Uygulanması	70
5.2.8.	Makaslama Testinin Uygulanması	72
5.2.9.	SEM İncelemeleri	73
5.2.10.	Sonuçların İstatistiksel Analizi	75
6.	Bulgular	76
6.1.	Çekme Testi Bulguları	76
6.2.	Makaslama Testi Bulguları	79
6.3.	SEM Bulguları	83
7.	Tartışma	87
8.	Sonuç	105
9.	Kaynaklar	106
10.	Özgeçmiş	122

III. Kısaltmalar ve Simgeler

ANOVA	Analysis of Variance Test
ASPA	Aluminasilikat poliakrilik asit
ark.	Arkadaşları
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
BPDM	Bisfenildimetakrilat
CİS	Cam iyonomer siman
CAD/CAM	Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacture
F	Kuvvet
GPDM	Gliserofosforikasitdimetakrilat
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
KHN	Knoop sertlik değeri
MPa	Mega Paskal (N/mm ²)
µm	Mikron (10 ⁻⁶ m)
nm	Nanometre (10 ⁻⁹ m)
NPG-GMA	N-fenilglisin-glisidilmetakrilat
ort.	Ortalama
PC	Polikarboksilat siman
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SS	Standart sapma
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
TEG-DMA	Trietilenglikol-dimetakrilat
TEM	Transmisyon elektron mikroskobu
UDMA	Üretan dimetakrilat
ZnP	Çinkofosfat siman
W	Watt

IV) ŞEKİL, RESİM VE TABLOLARIN LİSTESİ

i. Şekillerin Listesi

Şekil 4. 1. Cam iyonomer ve kompozit arasındaki materyallerin sınıflaması

Şekil 4.2. Tüm materyal sınıflarının avantajlarının birleştirilmesi için farklı komponentlerin bir araya getirilmesi

Şekil 4.3. Self-adeziv siman reaksiyonları

Şekil 5.1. Düz dentin yüzeyinin hazırlanması ve restorasyonun uygulanması

Şekil 5.2. Çalışmada yeralan örneklerin gruplandırılması

Şekil 5.3. Çekme testi uygulama prensibi

Şekil. 5.4. Makaslama testi uygulama prensibi

Şekil 6.1. Gruplarda yer alan örneklerin çekme direnci değeri

Şekil 6.2. Çekme testinin grup ortalamaları ve standart sapmaları

Şekil 6.3. Gruplarda yer alan örneklerin makaslama direnci değeri

Şekil 6.4. Makaslama testinin grup ortalamaları ve standart sapmaları

Şekil. 6.5. Çekme ve makaslama testleri sonuçlarının karşılaştırılması

ii. Resimlerin Listesi

- Resim 5.1.** Hazırlanmış dentin yüzeyi
- Resim 5.2.** Çekme testi örneklerinin hazırlandığı teflon kalıp
- Resim 5.3.** Makaslama testi örneklerinin hazırlandığı paslanmaz çelik kalıp
- Resim 5.4.** Estenia Restoratif Sistemi
- Resim 5.5.** Estenia Restoratif Sistemi polimerizasyon cihazı
- Resim 5.6.** Estenia hava yalıtıcı jel
- Resim 5.7.** Estenia restoratif seromer materyali
- Resim 5.8.** Çekme testi için hazırlanan seromer bloğu
- Resim 5.9.** Makaslama testi için hazırlanan seromer bloğu
- Resim 5.10.** Kumlama cihazı
- Resim 5.11.** Seromer blokların kumlanması
- Resim 5.12.** Fosforik asit
- Resim 5.13.** Bond 1 total-etch adeziv
- Resim 5.14.** Alert packable kompozit
- Resim 5.15.** Packable kompozitin uygulanmasında kullanılan el aletleri
- Resim 5.16.** Cement-It rezin siman
- Resim 5.17.** Işıklı polimerizasyon cihazı
- Resim 5.18.** Nano Bond self-etch adeziv
- Resim 5.19.** Simanın ışıklı polimerize edilmesi
- Resim 5.20.** Rely X Unicem Self-adeziv siman seti
- Resim 5.21.** Siman kapsülünün aktive edilmesi
- Resim 5.22.** Kapsülün karıştırıcıda karıştırılması
- Resim 5.23.** Simanın dentin yüzeyine uygulanması
- Resim 5.24.** Maxcem self-adeziv siman
- Resim 5.25.** Embrace Wet Bond self-adeziv siman
- Resim 5.26.** Makaslama testi için hazırlanan örnek
- Resim 5.27.** Çekme testi için hazırlanan örnek
- Resim 5.28.** Universal test cihazı
- Resim 5.29.** Cihazın bağlı olduğu bilgisayar
- Resim 5.30.** Mandrenin yerleştirilmesi

Resim 5.31. Örneğin yerleştirilmesi

Resim 5.32. Örneğin sabitlenmesi

Resim 5.33. Çekme testi sonrası kopma yüzeyi

Resim 5.34. Makaslama testinin uygulanması

Resim 5.35. Makaslama testi sonrası kopma yüzeyi

Resim 5.36. Adeziv ve koheziv kırıkların görüldüğü kopma yüzeyleri

Resim 5.37. SEM incelemesi için seçilen örneklerin etrafındaki akrilin uzaklaştırılmış ve kesit çıkarılmış şekli

Resim 5.38. SEM incelemesi için hazırlanan dentin yüzeyleri

Resim 5.39. Altın kaplama cihazı

Resim 5.40. SEM

Resim 6.1. Total-etch adeziv uygulanmış dentin yüzeyinin oklüzal görünümü

Resim 6.2. Self-etch adeziv uygulanmış smearden zengin dentin yüzeyi

Resim 6.3. Self-etch adeziv sistemle birlikte yapılan direkt kompozit restorasyonun kopma yüzeyi

Resim 6.4. Self-etch adeziv sistem ve rezin simanla yapıştırılan yüzeyin oklüzal görünümü

Resim 6.5. RelyX Unicem ile yapıştırılan yüzeyin oklüzal görünümü

Resim 6.6. Maxcem ile yapıştırılan yüzeyin oklüzal görünümü

Resim 6.7. Embrace WetBond ile yapıştırılan yüzeyin oklüzal görünümü

iii. Tabloların Listesi

Tablo 4.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre sınıflandırılması

Tablo 4.2. Seromer malzemelerin doldurucu içerikleri, bükülme dayanıklılıkları ve elastik modülleri

Tablo 4.3. Yapıştırma simanlarının kompozisyonları

Tablo 4.4. Yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri

Tablo 4.5. Yapıştırma simanlarının fiziksel özellikleri

Tablo 4. 6. Self-adeziv rezin siman ve diğer rezin simanların uygulama basamakları

Tablo 4.7. Self-adeziv rezin simanın içeriği

Tablo 6.1 Çekme testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri

Tablo 6.2. Çekme testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci değerleri ve standart sapmaları

Tablo 6.3. Makaslama testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri

Tablo 6.4. Makaslama testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci değerleri ve standart sapmaları

1. ÖZET

Bu çalışmanın amacı: son yıllarda geliştirilen ve adeziv kullanımı gerektirmeyen üç farklı self-adeziv rezin simanla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlantısının incelenmesidir.

Çalışmada self-adeziv simanlarla yapıştırılan seromerlerin çekme ve makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlanma dirençleri, total-etch veya self-etch sistemle uygulanabilen yeni bir rezin simanla yapıştırılan seromerlerle ve bu adeziv sistemlerle birlikte yapılan direkt uygulamalarla karşılaştırılarak incelenmiştir. 140 adet çekilmiş çürüksüz 20 yaş dişinin dentin dokusu açığa çıkarılarak 10 diştten oluşan 14 gruba ayrılmıştır. Kontrol grubu olarak Grup 1 ve Grup 8'deki örneklere total-etch adezivle birlikte direkt kompozit rezin; Grup 2 ve Grup 9'daki örneklere aynı adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonu ile yapıştırılan indirekt seromer restorasyonlar yapılırken Grup 3 ve Grup 10'daki örneklere self-etch adeziv ile beraber direkt kompozit rezin; Grup 4 ve Grup 11'deki örneklere aynı self-etch adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonu ile yapıştırılan seromer restorasyonlar yapılmıştır. Çalışmadaki diğer örneklere self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerler uygulanmış; Grup 5 ve Grup 12'de RelyX Unicem; Grup 6 ve Grup 13'de Maxcem ve Grup 7 ile Grup 14'de Embrace WetBond kullanılmıştır. İlk 7 grup çekme testine, diğer gruplar makaslama testine alınmıştır. Veriler istatistiksel olarak Student-t ve ANOVA testleriyle değerlendirilmiştir. Gruplardan seçilen ikişer dişin kopma yüzeyleri SEM'de incelenmiştir.

Total-etch adeziv uygulanan yüzeylerde açılan dentin tübülleri görülürken, self-etch adeziv uygulanan yüzeylerde smearden zengin bir tabaka izlenmiştir. Self-adeziv rezin siman uygulanan yüzeylerde belirgin bir smear tabakası izlenememiştir. Yapılan testlerde en düşük değerler self-etch adezivle birlikte rezin simanla yapıştırılan seromerlerde ölçülmüştür. Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin bağlanmasının adeziv sistemlerle birlikte kullanılan rezin simanla yapıştırılan seromerler ve direkt restorasyonlar kadar başarılı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Self-adeziv rezin siman, seromer, bağlanma direnci, total-etch adeziv, self-etch adeziv

2. SUMMARY

Evaluation of bond strengths of ceromers luted by self-adhesive resin cements to dentin

The aim of this study was to evaluate the tensile and shear bond strengths of ceromers luted by three different recently developed self-adhesive resin cements to dentin.

Tensile and shear bond strengths of ceromers luted by self-adhesive cements were assessed by comparing bond strengths of ceromers luted by total-etch adhesive and self-etch adhesive together with resin cement and direct restorations with total-etch and self-etch adhesive systems. 140 caries-free extracted human third molar teeth were used. Occlusal enamel was removed and dentinal surfaces was exposed. Teeth were divided into 14 groups. Group 1 and Group 8 (control groups) received direct composite resin restorations with total-etch adhesive system. Group 2 and Group 9 received indirect ceromer restorations luted by resin cement combined with the same total-etch adhesive. Group 3 and Group 10 received direct composite resin restorations with self-etch adhesive system. Group 4 and Group 11 received ceromers luted by resin cement combined with the same self-etch adhesive. Other groups received ceromers luted by self-adhesive resin cements which require no pretreatment of dentin. RelyX Unicem was used in Group 5 and Group 12, Maxcem was used in Group 6 and Group 13 and Embrace WetBond Resin Cement was used in Group 7 and Group 14.

Tensile bond strengths of samples in Group 1-7 and shear bond strengths of samples in Group 8-14 were measured with a universal testing machine. Results were statistically analysed by Student-t and one way ANOVA tests. The fractured surfaces of two teeth selected randomly from each group were examined in SEM.

Dentin tubules were examined on total-etch adhesive applied surfaces whereas a smear rich layer was examined on self-etch adhesive applied surfaces. Smear layer examined beneath the self-adhesive resin cements was not distinct. Ceromers luted by

resin cement with a self-etch adhesive showed the weakest bond strengths in all tests. Results determine that ceromers luted by self-adhesive resin cements showed successful results compairing with total-etch or self-etch adhesive combined resin cements and direct composite resin restorations.

Key words: Self-adhesive resin cement, ceromer, bond strength, total-etch adhesive, self-etch adhesive

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Kayıp diş dokularının restorasyonunda optimum fiziksel, kimyasal, biyolojik ve estetik özelliklere sahip materyal arayışı uzun yıllardır diş hekimliği ile ilgili araştırmaların temel konusu olmaktadır. Dental materyaller bilimi çağdaş diş hekimliğinde en önemli konularından biri olarak kabul edilmektedir (160).

Günümüzde estetik kavramının ön plana çıkmasıyla bireylerin metal içermeyen estetik restorasyonlara ilgisi giderek artmakta ve bu nedenle posterior bölge restorasyonlarında kullanılan estetik malzemeler geliştirilmeye çalışılmaktadır (34, 44, 120, 143).

Kompozit rezinler, posterior dişlerin tedavisinde başarıyla kullanılmalarına rağmen polimerizasyon büzülmesi, yüksek ısısal genleşme katsayısı, okluzal yükler karşısında fazla aşınma gibi mekanik ve kimyasal problemleri beraberinde getirmektedir. Bu problemler orta ve büyük doku kayıplarının restorasyonunda daha fazla önem taşımaktadır (34). Direkt posterior kompozit rezinlerde karşılaşılan sorunların giderilmesi amacıyla çeşitli indirekt kompozit inley sistemleri geliştirilmiştir (92, 120, 136, 143). Bu sistemlerde restorasyon model üzerinde şekillendirildiği için üstün marjinal adaptasyon, anatomik form ve proksimal kontaktların sağlanması mümkündür. İnleylerde kompozit restorasyonların en büyük dezavantajı olan polimerizasyon büzülmesi, laboratuvar aşamasında gerçekleştiğinden ağız içindeki büzülme azalmıştır (4, 5, 87, 109). Kompozit inleylerde daha sonra oluşacak olan büzülme simantasyonda kullanılan rezinle sınırlı olup inleynin polimerizasyonu esnasında meydana gelen büzülmeden daha azdır (4, 59, 109). Bununla beraber indirekt uygulamalarda materyalin ışıkla polimerizasyonun ardından ısıyla polimerizasyonu mekanik özellikleri arttırmaktadır (109, 165, 166).

Kompozit inleyler; geliştirilmiş mekanik özellikler, yapıştırıcı rezinle sınırlı polimerizasyon büzülmesi ve klinik işlem kontrolünün kolaylıkla sağlanabilmesi gibi nedenlerle özellikle aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir (4, 109, 123). Seromerler, bu tür indirekt uygulamalar için geliştirilmiş

malzemeler olup kompozisyon ve yapıları bakımından seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştirirler (44, 101).

Kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılması rezin simanlarla yapılmaktadır (2, 4, 16, 30, 45, 69). Tutuculuğun artırılması ve mikrosızıntının azaltılması amacıyla bu simanların adeziv sistemlerle birlikte uygulanması gerekmektedir (33, 45, 69, 75, 152). Adeziv simantasyon uygulamalarında diş dokusuna yapılacak ön işlemler kullanılan sisteme göre asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulaması (total-etch) şeklinde veya sadece primer ve adeziv uygulaması (self-etch) şeklinde olabilmektedir. Simantasyon aşamalarında yer alan adeziv uygulamalar bu simanların manüplasyon tekniklerini zorlaştırmakta bu nedenle kullanımlarını sınırlayabilmektedir (1, 2, 69).

Son yıllarda; mevcut simanlara benzer mekanik özelliklere ilaveten simantasyon aşamalarında klinisyene uygulanım kolaylığı sağlayarak teknik hassasiyetin ve buna bağlı gelişen post-operatif hassasiyetin azaltılmasına yönelik yenilikler ve gelişmeler olmuştur. Bu gelişmeler asitle pürüzlendirme işleminin ortadan kaldırılması ve son olarak da primer ve adeziv uygulamaları gerektirmeyen self-adeziv universal rezin simanların kullanıma girmesi olmuştur (1, 69). Yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcı teknolojisi temeline dayanan ve yakın zamanda geliştirilen çok fonksiyonlu fosforik asit metakrilatlarından oluşan matrikse sahip bu simanlar; kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yanı sıra metal esaslı restorasyonların simantasyonunda da kullanılabilirler. Self-adeziv simanlarda; geleneksel simanların uygulanım kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerinin birleştirilmesi hedeflenmiştir (1, 69, 152).

Bu çalışmanın amacı, son yıllarda kullanıma sunulan self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine çekme ve makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlanma dirençlerinin; adeziv sistem uygulaması gerektiren ve gerek total-etch gerekse self-etch adezivle kullanılabilen başka bir yeni rezin simanla yapıştırılan seromerlerle ve total-etch ve self-etch adeziv sistemlerle yapılan direkt kompozit uygulamalarıyla karşılaştırılarak incelenmesi ve kopma yüzeylerinin değerlendirilmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Posterior Restorasyonlar

Amalgam uzun süre direkt dolguların yapımında tercih edilen bir materyal olmuştur. Diğer restoratif materyallerle kıyaslandığında amalgamın en önemli avantajları uygulananın kolay olması, manipülatif değişikliklere toleranslı olması, ucuz olması ve uzun ömürlü olmasıdır (123, 139, 142). Amalgamın uzun dönem klinik başarısının yüksek olduğu bir çok çalışmayla ortaya konmaktadır. Amalgam restorasyonlarda yıllık başarısızlık oranının %0- %7 arasında olduğu belirtilmektedir (45). Dişte ya da restoratif materyaldeki kırıklar ve dişte renklenmeler amalgamla ilgili en önemli problemlerdir. Bu problemlerle birlikte amalgamın estetik olmayan görüntüsü, diş bağlanma özelliğinin olmaması ve civanın olası toksisitesi nedeniyle amalgam kullanımı giderek azalmaktadır (20, 27, 110, 139).

Yirminci yüzyılın başlangıcından itibaren altın inleyler orta ve büyük çürük lezyonlarının tedavisinde en başarılı restorasyonlar olarak uygulanmaktadır. Altın alaşımlarının maliyetinin yüksek olması yanında en büyük dezavantajı diş dokularına bağlantı gösterememesidir. Altın alaşımları korozyona dirençlidir, uygulamaları kolaydır ve mükemmel fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler. Bu avantajlardan dolayı altın bazlı alaşımlar posterior dişlerin restorasyonunda en ideal materyal olarak kabul edilirler (31). Bu tipteki indirekt restoratif materyallerin çürük insidansı düşük bireylerde 25-40 yıl başarıyla kalabildiği bilinmektedir (142, 160). Altın inleylerin 15 yıllık takiplerinde yıllık başarısızlık oranı %0- %5.9 olarak bildirilmiştir (68).

Estetik, günümüzde anterior dişlerdeki restorasyonlar kadar posterior restorasyonlarda da aranan bir özelliktir. Bireyler, altın inley ve amalgamları yüksek kaliteye sahip olmaları ve uzun süreli başarılarına rağmen tercih etmemektedirler (13, 31, 124, 151). Yapılan çeşitli anketel çalışma sonuçlarında diş hekimlerinin restoratif materyal seçiminde hastaların estetik beklentilerini ön planda tuttıkları belirtilmiştir (20).

Dental amalgam ve altın restorasyonlarının uzun süreli klinik başarıları kanıtlanmış olmasına rağmen, diş hekimliği alanındaki pek çok araştırmanın amacı, amalgam ya da altının yerini alabilecek üstün fiziksel özelliklere sahip ve daha estetik bir restoratif materyalin geliştirilebilmesidir (20, 31, 68, 110, 142).

Çeşitli avantaj ve dezavantajları beraberinde getiren cam iyonomerler, kompomerler, direkt kompozitler, kompozit inleyler ve seramik inleyler; altın inleyler ve amalgama alternatif olarak gösterilmektedirler. Bu alternatif uygulamalar adeziv mekanizmalar konusunda bilgi ve kusursuz bir adeziv teknik kullanımını gerektirmektedirler (13, 109, 111, 135, 151).

4.1.1. Direkt Uygulanan Estetik Posterior Restorasyonlar

Dışhekimliğinde estetik restoratif materyal olarak; silikat simanlar, akrilik rezinler, cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler kullanılmaktadır (34).

4.1.1.1. Silikat Siman

1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiş ilk şeffaf estetik dolgu maddesidir. Alumina-silika cam içeren silikat tozu ve fosforik asit likidi karışımından oluşan bu simanın en önemli özelliği antikaryojenik olmasıdır. Silikat simanlar kompozit rezinlerin geliştirilmesinden önce ön bölge ve stres almayan arka bölge restorasyonlarında kullanılmış olup yeterli mekanik ve estetik özelliğe sahip olmadıkları için artık günümüzde kullanılmamaktadır (11, 34, 120).

4.1.1.2. Akrilik Rezinler

1930 yılında bulunmuş; 1940 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır. Birim molekül olan metilmetakrilatın oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olarak polimetilmetakrilat zincirleri oluşturmasıyla meydana gelirler. Silikat simanlara göre ağız sıvılarında daha az çözünme ve daha iyi bir renk stabilitesi gösterirler. Akrilik rezinlerin, polimerizasyon büzülmesi, aşınma ve ısısal genleşme katsayısının yüksek olması nedeniyle kompozitlerin geliştirilmesiyle beraber uygulama alanları sınırlanmış olup günümüzde geçici ve bazı protetik işlemlerde kullanılmaktadır (11, 34).

4.1.1.3. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar ilk olarak 1971 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmışlardır (11, 13, 34, 71, 94, 120, 143). Bu simanlar sertleşme mekanizmalarına göre 3 grupta incelenirler:

A) Geleneksel cam iyonomer simanlar

Tip I) Yapıştırıcı simanlar

Tip II) Restoratif simanlar

a) Estetik

b) Metalle modifiye edilmiş (Sermet cam iyonomer simanlar)

Tip III) Çabuk sertleşen kaide materyalleri ve fissür örtücüler

B) Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (hibrit cam iyonomer simanlar)

C) Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler) (34, 120, 143, 151)

Geleneksel cam iyonomer simanların tozu asitte çözünebilen kalsiyum floroalüminosilikat camın çeşitli kompozisyonlarından oluşur. Cam yapı alümina, silika, metal oksitleri, metal floridleri ve metal fosfatlarının 1100 °C'den yüksek ısılarda eritilmesi ile elde edilir. Toza ilave edilen lanthanyum, stronsiyum, baryum ya da çinko oksit gibi metal iyonları materyale radyoopasite kazandırır (34, 120, 143).

Simanın likidi esas olarak %50'lik konsantrasyonda poliakrilik asittir. Poliakrilik asidin yanı sıra akrilik-itakonik asit, akrilik-maleik asit kopolimerleri ve tartarik asit de bulunmaktadır. Tartarik asit simana akıcılık verirken sertleşme reaksiyonunu geciktirerek çalışma süresini de uzatır (5, 34).

Geleneksel cam iyonomer simanlar asidik likit ile bazik toz arasındaki kompleks asit-baz reaksiyonları ile sertleşirler (29). Toz ve likidin karıştırılmasını takiben asit cam taneciklerinin dış yüzeyini çözerek silisik asit, flor iyonları ve stronsiyum, kalsiyum, alüminyum gibi metal iyonlarının salınımını başlatır. Metal iyonları karboksil gruplarıyla reaksiyona girerek siman matriksini oluşturan poliasit tuzunu meydana getirir ve cam yüzeyi silika hidrojel halini alır. Cam partiküllerinin reaksiyona girmemiş çekirdekleri doldurucu olarak işlev görür (34, 120, 143, 151).

Cam iyonomerlerin sertleşmesi klinikte dakikalar içinde gerçekleşmiş gözükse de alüminyum iyonlarının yavaş reaksiyonu nedeniyle matürasyon haftalar içinde tamamlanır. Bu durum materyali neme hassas hale getirdiğinden sertleşen siman yüzeyinde çatlak ve kırıklar oluşmaması için matürasyon tamamlanana kadar tükürük kontaminasyonundan uzak tutulmalıdır (5, 34). Cam iyonomerlerin matürasyon periyodlarının uzun sürmesi silika matriks oluşumuna bağlanmıştır (98, 121, 163).

Cam iyonomer simanların flor salınımı yaptıkları *in vivo* ve *in vitro* testlerle gösterilmiştir (67, 130). İyon salınımı simanın sertleşmesi sırasında oluşan matriks

fazda meydana gelir. Florid iyonları apatit yapıdaki hidroksil gruplar ile yer değiştirerek asit ataklarına karşı direnç sağlar. Bununla beraber simandan salınan minimum flor miktarı ve bu miktarın mine dokusuna emilim oranı tam olarak bilinmemektedir (5, 34, 120, 130, 143).

Cam iyonomer simanların kullanım yerleri:

- Süt dişlerinin daimi restorasyonu
- Kök yüzeyi çürükleri
- Servikal erozyon ve abrazyon vakaları
- Estetiğin önemli olmadığı küçük III. ve V. sınıf kaviteler
- Fissürlerin örtülmesi
- Kron-köprü simantasyonu
- Ortodontik bantların yapıştırılması

Geleneksel cam iyonomer simanlar polialkenoik asit ile fluoroalüminasilikat camın asit-baz reaksiyonu ile sertleşen su bazlı bir materyallerdir (29). Kırılgan bir yapıya sahip oldukları için fiziksel özelliklerinin artırılması amacıyla içeriklerine metal partikülleri (**sermet simanlar**) veya amalgam alaşımı partikülleri (admiks) eklenmiş formülleri geliştirilmiştir. Metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanların kullanımı geleneksel cam iyonomerin yüksek toz-likit oranlı şekle getirilmesiyle azalmıştır (120, 143, 151).

Su bazlı geleneksel cam iyonomerlerin sonraki modifikasyonu 1990'lı yılların başlarında suda çözünür rezinlerin yapıya eklenmesiyle **rezin modifiye cam iyonomerler simanların** oluşturulmasıdır. Yapıya rezin eklenmesinin amacı fiziksel özelliklerin artırılması ve sertleşme reaksiyonu esnasındaki neme hassasiyetin azaltılmasıdır. Resin ilave edilmiş bu cam iyonomer materyali 'rezin-iyonomer, hibrit iyonomer, rezinomer, ışıkla sertleşen cam iyonomer' adlarıyla da anılsa da 'rezin-modifiye cam iyonomer' terimi daha doğrudur (104, 135, 151).

Resin modifiye cam iyonomer simanlar da asit-baz reaksiyonuna girerler. Fakat bu reaksiyona ilaveten resin polimerizasyon safhası geçirirler. Kullanılan ürüne bağlı olarak bu reaksiyon kendiliğinden sertleşen, ışıkla sertleşen ya da her iki türlü sertleşen şekilde gerçekleşebilir. Restoratif resin modifiye cam iyonomerlerde klinik olarak sertleşme fotopolimerizasyon sayesinde olur. Ancak asit-baz reaksiyonu daha yavaş devam ettiğinden cilalama işleminin daha sonra yapılması önerilir (104).

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler , 1990' lı yılların başında kompozit rezin ile cam iyonmer simanların üstün özelliklerini birleştiren, üretici firmalar tarafından kompozit rezin ile cam iyonmer arasında yer aldığı için '**kompomer**' adını alan bir dolgu maddesidir (9, 110, 126, 135). Bu materyallerin sertleşme reaksiyonu daha çok kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonuna benzemektedir. Sertleşme reaksiyonu ışık uygulamasını takiben metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar. Asidik monomer matriks içerisindeki diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri oluşturur. Su içermedikleri için sertleşme reaksiyonu daha sonra ağız ortamında su emilimi ve asit baz reaksiyonu ile devam eder (103, 126). Ancak bu reaksiyon cam iyonmer simanlarda meydana gelen oranda olmadığından sertleşme sonrasında meydana gelen ürün daha çok rezinlerin özelliklerini taşımaktadır (71, 110).

Kompomerler (poliasit modifiye kompozit rezinler) kapsül veya şırınga şeklinde, ışıkla sertleşen, kendilerine özgü bağlayıcı ajanlarla birlikte kullanılan materyaller olup (9) flor salınımları oldukça düşüktür (126). Dayanıklılık ve aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinler kadar olmamakla birlikte geleneksel ve hibrit cam iyonmer simanlardan daha üstündür (9, 135, 151). Kompomerler tabakalama veya açık sandviç yöntemiyle II. sınıf kaviterlerde, V. sınıf kaviterlerde, servikal erozyon ve abrazyon lezyonlarında, kök çürüklerinde, kırık dişlerin geçici onarımında ve süt dişlerinin restorasyonlarında kullanılırlar (34, 120, 143).

4.1.1.4. Kompozit Rezinler

Kompozit, terim olarak birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi olarak tanımlanabilir (5, 95). Kompozit malzeme oluştururken amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır.

Kompozit rezinler için ilk adımlar 1962 yılında Bowen tarafından BIS-GMA'nın (bisfenol A-glisidil metakrilat) bulunması ve bunun sonucu olarak da 1963'de ilk büyük doldurucu dolgu materyallerinin kullanılmasıyla atılmış ve geliştirilmiştir (34, 120, 143). İlk bulunduğu yıllarda pulpa hasarı oluşturabileceği düşüncesi, aşınma dirençlerinin yetersiz oluşu, radyolusent olmaları nedeniyle radyolojik kontrollerdeki yetersizlikler, dişe bağlanmalarındaki zayıflık sonucu kenar uyumsuzlukları ve akışkan kıvamları nedeniyle kontakt sağlamadaki başarısızlıklar nedeniyle kullanımları sınırlı

idi. Ancak adeziv teknolojisindeki gelişmeler neticesinde dentine bağlantı kuvvetlerinin artırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal katkı oranları gibi özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda günümüzde klinik kullanımları çok yaygındır (6, 34). Kompozit rezinler; restoratif dişhekimliğinde kırılmış dişlerin tedavisinde, abrazyon ve erozyon nedeniyle oluşmuş servikal lezyonlarda, renklenmiş dişlerin estetik amaçlı restorasyonlarında, diastemaların kapatılmasında, şekil ve boyut anomalisi olan dişlerin tedavisinde, porselen kron tamirinde, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, direkt ve indirekt inley ve onley yapımında kullanılmaktadırlar (34, 40, 86, 120, 143, 149).

Kompozit rezinler 3 komponentten meydana gelirler. Bu komponentler organik polimer matriks faz (sürekli faz, continuous phase), inorganik faz (inorganik filler, dağılmış faz, dispersed phase) ve ara faz (bağlanma fazı, silan bağlama maddesi, silane coupling agent) olarak isimlendirilmiştir (34, 53, 86). Organik matriks içerisinde BIS-GMA, UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEG-DMA (triethylenglikol-dimetakrilat) yer alırken; inorganik doldurucular matriks içine dağıtılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikattan oluşurlar. Ara faz ise organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir. Kompozit rezinlerin özellikleri bu 3 komponente bağlı olarak değişmektedir. Polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonu özellikleri, büyük oranda organik polimer matriks faz ve inorganik doldurucular ile bağlantılı iken; termal ekspansiyon katsayısı ve aşınma direnci inorganik doldurucu ve ara faz ile; renk stabilizasyonu ise organik polimer matriks faz ile ilişkilidir (34, 120, 143).

Kompozit rezinler $30-55 \text{ kg/mm}^2$ Knoop sertlik (KHN) değerlerine sahiptir. Minenin 343 kg/mm^2 KHN, dentinin 68 kg/mm^2 KHN ve amalgamın 110 kg/mm^2 KHN değerleri olduğu göz önüne alınırsa kompozitlerin fonksiyonel kuvvetlerle oluşan streslere dayanabilme yeteneklerinin orta derecede olduğu görülür. BIS-GMA organik matriksli rezinlerin yüzey sertlik değeri UDMA'dan fazladır. Işıkla polimerize olan kompozitlerde karıştırma yapılmaması nedeniyle iç porözite oluşmadığından daha dirençlidirler. Resin sistemlerin yüzey sertliğinin ve basınca dayanımının doldurucu içeriğinin artmasıyla yükseldiği belirtilmektedir (34, 146).

Yeni teknikler ve materyallerin gelişmesine rağmen kompozit rezinlerin özellikleri henüz optimum seviyeye ulaşamamıştır. Kompozit resin restorasyonlardaki en büyük

problem kenar sızıntısıdır. Kenar sızıntısının tamamen engellenememesinin nedeni polimerizasyon büzülmesi olarak görülmektedir (6). Kompozit rezinler polimerizasyonları esnasında uzunluklarında %0.2-1.9; hacimlerinde %1-4 oranında azalma gösterirler. Bu büzülme kompozit rezini bağlandığı diş dokusundan ayıracak kuvvetler oluşturur. Bunun sonucunda kenar uyumunda başarısızlıklar, kenar sızıntısı, sekonder çürük ve hassasiyet oluşur. Kenar sızıntısının azaltılması için bir çok yöntem geliştirilmiştir. Bunlar; yüzeyin asitle pürüzlendirilmesi, kavite yüzey kenarlarının eğimlendirilmesi, dentin bağlayıcı ajanlar, tabakalı yerleştirme tekniği, direkt ve indirekt inley teknikleri ve kompozitlerle beraber insertlerin kullanılmasıdır (6, 41, 88). Kenar sızıntısına kapiller çekim, kenar kırılmaları, yüzeyler arası basınç değişikliği gibi bir çok faktör sebep olabilir. Ancak kenar sızıntısına neden olan en önemli etkenler, ısı değişimleri karşısında ve polimerizasyon sırasında restoratif materyallerin gösterdiği boyutsal değişikliklerdir (6).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla önerilen bir diğer yöntem de iki aşamalı polimerizasyon yöntemidir. ‘Soft-start’ denilen bu yöntemde, iki farklı ışık yoğunluğu derecesine sahip ‘light-cure’ cihazlarından faydalanılır. Düşük yoğunluktaki ışıkla 10 saniyelik polimerizasyonun ardından 30 sn süreyle uygulanan yüksek yoğunluktaki ışıkla polimerizasyon işlemi tamamlanır. Mehl ve ark. (96), ‘soft-start’ polimerizasyon işleminin, herhangi bir olumsuz etkiye neden olmaksızın, kompozit rezin materyallerinin yüzey sertliği, dönüşüm derecesi, büzülme ve sertleşme derinliği gibi kinetik özelliklerini olumlu yönde değiştirdiğini göstermişlerdir (42, 96, 133).

Diş rengi ile uyumlu estetik restorasyonların temel yapım sebebinin, mevcut restorasyonların yenilenmesi olduğu bildirilmiştir (92, 99, 100). Mjör ve ark. (100), 9805 adet restorasyonu değerlendirerek, direkt uygulanan tüm restorasyonlar için temel başarısızlık sebeplerini sekonder çürükler (%41), kütleli kırıklar (%14) ve özellikle rezin bazlı materyallerde gözlenen renkleşmeler (%8) olarak bildirmişlerdir.

Ormoser olarak adlandırılan organik materyallerle modifiye edilmiş seramikler alternatif restoratif materyaller olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Bu malzemeler oldukça yeni olmakla beraber yapılan kısa dönemli çalışmalarda klinik performanslarının kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (34).

4.1.1.4.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, organik polimer matrikse ekleniş biçimlerine, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilirler (34, 53, 120, 143):

4.1.1.4.1.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler

Kompozitlerin sınıflandırılmasında genel olarak kullanılan doldurucuların büyüklükleri baz alınır. Makrofil kompozitler 100 μm 'ye kadar çaplı dolduruculardan oluşurken, mikrofil kompozitler çapı 1 μm 'nin altında olan doldurucular içerirler. Farklı büyüklükte doldurucular içeren kompozitler de 'hibrit kompozitler' olarak adlandırılırlar. Hibrit kompozitlerde partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki rezinin özelliklerini taşıyan hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Doldurucuların çaplarının büyük veya küçük olmasının birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır (34, 120, 143).

Tablo 4.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelere göre sınıflandırılması (34)

KOMPOZİT REZİN	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (μm)	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (% Ağırlıkça)
Megafil kompozit	50-100 μm	Değişen miktarlarda
Makrofil kompozit	10-100 μm	%70-80
Midofil kompozit	1-10 μm	%70-80
Minifil kompozit	0,1-1 μm	%75-85
Mikrofil kompozit	0,01-0,1 μm	%35-60
Hibrit kompozit	0,04-1 μm	%75-80
Nanofil kompozit	0,005-0,01 μm	Değişen miktarlarda

4.1.1.4.1.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler kimyasal aktivasyon, ışık veya ısı gibi dış kaynaklı enerji ile oluşan serbest radikallerin başlattığı ilave mekanizmalar ile polimerize olurlar. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler 3 grupta incelenir:

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (chemical-cured)

Patların birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit diğesinde ise polimerizasyonu hızlandıran organik amin katalizör bulunur. Komponentler karıştırıldığında amin ile benzoil peroksit reaksiyona girer ve serbest radikallerin oluşması ile polimerizasyon başlar (11). Kimyasal kompozitlerin en önemli dezavantajları: polimerizasyon büzülmesi, çalışma sürelerinin kısa oluşu, tek seferde kütsel olarak uygulanmaları, stres bölgelerindeki kavitelerde kullanıldığında inorganik partiküllerin organik matriksten ayrılmasıyla zamanla kontur kaybı ve aşınma göstermesi, karıştırma sırasında hava ile temas ettiğinden oksijenin polimerizasyonu engellemesi, karıştırma sırasında oluşan boşluklar nedeniyle oluşan yüzey pürüzlülüğü ve uzun dönemde renklenmedir (11, 34, 120, 143).

2. Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (light-cured)

İlk bulunduğı yıllarda UV ışıkla polimerize edilen tek pat halindeki bu tür kompozitler için günümüzde görünür ışık kullanılmaktadır. Bu sistemlerde, fotobaşlatıcı olarak genellikle diketon olan benzil veya en sıklıkla kullanılan ışık absorpsiyonu 465 nm olan kamforokinon (camphoroquinone), aromatik amin (dimethylaminoethyl methacrylate) ve dimethyl-p-toluidine ise hızlandırıcı (acceleator) olarak bulunur (34). Kompozit rezin uygun dalga boyunda ışıkla karşılaştığında bu maddeler etkileşerek serbest radikaller oluştururlar. Işıkla polimerize olan kompozit rezinler, 468 ± 20 nm dalga boyunda polimerize olur (120, 143). Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerin; çalışma zamanının kontrol edilebilmesi, hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir polimerizasyon sağlanması, farklı türdeki kompozit rezinlerin aynı kavitede kullanılmasına olanak veren tabakalama tekniğinin (incremental technique) uygulanabilmesi gibi avantajları vardır (6, 34).

3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual-cured)

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyonu yavaştır, ancak fotokimyasal olarak kompozit rezine ilave bir

polimerizasyon sağlanmıştır. Bu tip kompozit rezinlerin, polimerizasyon işleminin tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen kavitelere kullanılması önerilmektedir (34).

4.1.1.4.1.3. Vizkozitelerine Göre Kompozit Resinler

Günümüzde kompozit resin seçiminde farklı endikasyonlar için en akıcı kıvamda olan fisür örtücülerden, akışkan (flowable) kompozitlere, mikrofil kompozitlere, hibrit kompozitlere ve yüksek-viskoziteli ‘packable posterior’ kompozitlere uzanan çeşitli vizkozitelerde seçenekler mevcuttur (8, 34).

Akışkan Kompozit Resinler

Düşük vizkoziteli hibrit resinlerdir. Doldurucu miktarının az olması nedeniyle aşınma dirençleri düşüktür. Özellikle proksimal kavitelere packable kompozit resinlerin altında stres kırıcı olarak, restorasyon yüzey ve kenarlarındaki mikro-çatlakların kapatılmasında kullanılırlar. Diğer endikasyonları ise: dentin duyarlılığının giderilmesi, akıcılıkları sayesinde pit ve fissür örtülmesi ile kompozit ve kronlarda oluşan kenar kırıklarının onarımı, düşük elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle servikal abfraksiyon lezyonları (53), girişin zor olduğu kaviter ve mikrokaviterlerdir. (8, 34).

“Packable” Kompozit Resinler

Posterior kompozit restorasyonların yapımında anatomik kontur şekillendirilirken özellikle ideal kontakt noktalarının oluşturulması kolay değildir. Hibrit kompozit resinler yapışkandır ve çökme özelliklerinden dolayı manipülasyonları oldukça zordur. Yapışkanlık, restorasyon içinde hava kabarcığı ve gözenekler olmasına sebep olurken; çökme özelliği tabakalı yerleştirme sırasında istenilen formun verilmesini güçleştirir (53). Bu problemleri gidermek amacıyla posterior restorasyonlar için inorganik doldurucu boyutları ve miktarı arttırılmış, viskoziteleri yüksek yeni kompozit resinler üretilmiştir (85). Bazı üreticiler bu ürünleri “condensable” (kondanse edilebilen) kompozitler olarak adlandırmaktadırlar. “Condensable” kelimesinin sözlük anlamı ‘sıkışarak ya da yoğun hale getirilerek hacmi azalabilen’dir. Fakat kompozit resinler, amalgam gibi sıkıştırılıp kondanse olamadıkları için bu yeni ürünlere “packable kompozitler” denilmesi daha uygundur (85, 120, 143).

Hibrit kompozit resinlere oranla daha yüksek oranda inorganik doldurucu partikül içeren packable kompozit resinler, aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Malzemenin yapışkan olmaması, uygulama

kolaylığı sağlar. Kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi, karving işleminin yapılabilmesi ve sınıf 2 restorasyonlarda kama ve metal matriks bandı kullanılarak interproksimal kontakların kolayca sağlanabilmesi önemli avantajlarıdır. Yüksek oranda doldurucu içermesi, malzemenin el ile işlenebilmesini ve yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesini sağlar (73, 91). Bu kompozitlerin hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük inorganik doldurucu partiküller içermesinden dolayı bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında pürüzlü yüzey oluşması riski fazladır (34, 73).

Packable kompozit rezinlerle polimerizasyon büzülmesinin azaldığı, üstün marjinal adaptasyon sağlanabildiği, çalışma kolaylığının sağlandığı, sertleşme derinliğinin ve aşınma direncinin arttığı ve renk stabilitesinin iyileştiği ifade edilmektedir (53, 78).

Manhart ve ark. (91) çalışmalarında, packable kompozit rezinleri (Alert, Solitaire, Surefil) ve packable ormoseri (Definite); hibrit kompozit rezin (Tetric Ceram) ve flor iyonu salan kompozit rezin ile (Ariston pHc) mekanik kırılma direnç, esneme dayanıklılığı, esneme modülü ve aşınma direnci açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda; packable kompozit rezin Solitaire, diğer tüm kompozit rezinlere oranla en düşük esneme dayanıklılığı, esneme modülü ve kırılma dayanıklılığı değerlerini göstermiştir. Hibrit kompozit rezin Tetric Ceram ve iyon salan kompozit rezin Ariston pHc arasında ise mekanik testler sonucunda istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Aynı araştırmacıların aynı örneklerle Vickers sertlik değerini inceledikleri çalışmalarında (90), packable kompozit rezin olan Solitaire'in, en düşük sertlik değerini ve diğer bir packable kompozit rezin olan Alert'in ise en yüksek sertlik değerini gösterdiğini tespit etmişlerdir.

4.1.2. İndirekt Uygulanan Estetik Posterior Restorasyonlar

Çürük, travma gibi nedenlerle madde kaybına uğramış olan diş sert dokularının restorasyonundaki başlıca amaçlar; kaybedilmiş diş dokularının iadesi, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır. Bu amaçların oluşturulmasında diş morfolojisinin ideal şekilde yeniden yapılandırılması çok önemlidir. Aşırı madde kayıplarında diş morfolojisinin direkt çalışma metodu ile oluşturulması zor; hatta imkansızdır. Bu vakalarda en doğru çözüm; gerek ideal morfolojinin, gerekse materyalle diş arasındaki kenar uyumunun oluşturulabilmesini sağlayan inley

restorasyonlarının yapılmasıdır (4, 127, 160).

İnley, hazırlanan kavitenin formuna göre ağız dışında yapıldıktan sonra diş içerisine yapıştırılan restorasyon şeklidir. Onley restorasyonu ise inleye benzer şekilde hazırlanıp okluzal tüberkül tepelerini kapsayarak diş mekanik ve adeziv yolla tutunan restorasyon olarak tanımlanır (120, 143).

İnleylerin avantajları:

1. Sağlıklı diş dokusunun korunması
2. Periodontal sağlığın korunması
3. Pulpa sağlığının korunması
4. İdeal anatomik şeklin oluşturulması
5. İdeal bitim sınırlarının oluşturulması ve kontrol edilebilmesi
6. Hastanın etkili bir oral hijyen sağlayabileceği bir restorasyon oluşturulması (160).

İnleylerin ömrünü etkileyen faktörler :

A. Hastayla ilgili faktörler:

1. Oral hijyen
2. Koruyucu işlemlerden yararlanma
3. Recallere uyum
4. Ağız ortamı (diş kalitesi, tükürük kalitesi)
5. Lezyonun büyüklüğü, lokalizasyonu ve şekli (yüzey sayısı, dişin vital yada devital olması, premolar ya da molar diş)
6. Hasta kooperasyonu
7. Bruksizm
8. Hastanın beslenme alışkanlıkları (yüksek şeker alımı, sert gıdalarla beslenme)

B. Hekimle ilgili faktörler:

1. Doğru endikasyon
2. Kavite preparasyonu
3. Ölçü tekniği
4. İnleynin ideal hazırlanması ve doğru uygulanması
5. Okluzyonun doğru ayarlanması
6. Materyal ve teknikle ilgili hekimin tecrübesi
7. Recall sıklığı (68).

4.1.2.1. Kompozit rezin inley sistemleri

Kompozit inley, direkt veya indirekt yöntemle kompozit rezinden hazırlanarak dental kaviteye tamamen polimerize edilmiş bir kitle şeklinde simante edilen restorasyon şeklidir.

Kompozit inleyler, estetik görünümleri ve civa içermeyen yapıları ile yalnızca amalgam restorasyonlara değil; ağız dışında polimerize edildikleri için daha az polimerizasyon büzülmesi göstermelerinden dolayı aynı zamanda direkt kompozit restorasyonlara da bir alternatiftirler (19, 128).

Kompozit rezinin sertleşmesi esnasında rezin matriks içinde polimerizasyon büzülmesi oluşmaktadır. Direkt teknikte böyle bir çekme, bağlanma gücünün en zayıf olduğu dentin-kompozit birleşimi bölgesinde açıklıklara neden olabilmektedir. İndirekt kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi ağız dışında gerçekleştiği için ağızda sadece diş ve restorasyon arasındaki ince bir yapıştırıcı kompozit tabakası büzülmemektedir. Bu şekilde marjinal açıklıklar, marjinal sızıntı, sekonder çürük ve renklemeler azalır. Restorasyonun tüm bölgelerinde homojen bir polimerizasyon sağlanabildiği için tüm marjinlerde ve özellikle servikalde tam bir uyum ve boyutsal stabilite söz konusudur (4, 162).

Kompozit rezin teknolojisindeki hızlı ilerlemeler bu materyallerin porselenlerle yalnızca estetik ve fiziksel özellikler açısından yarışmasını sağlamamış, aynı zamanda bu süre içinde porselen materyaliyle ilgili bazı sorunları da çözümlenmiştir. Porselen diş yapısından daha serttir ve fonksiyon sırasında karşıt dişlerde aşınmaya neden olur. Kompozit rezin karşıt dişte aşınmaya neden olmaz. Porselen bir inleynin simantasyondan sonra yüzeyinin bozulmadan uyumlanması mümkün değildir. Oysa ki kompozit rezin inleyler yapıştırıldıktan sonra aşındırılıp yeniden polisaj yapılabilir (4, 109).

St.Georges ve ark. (141) çalışmalarında MOD preparasyonların dişleri %59 oranında zayıflattığını ve seramik veya kompozit inleylerin dişleri restorasyon görmemiş orjinal şekli derecesinde güçlendiremediğini belirtmişlerdir. Çalışmadaki restorasyonlar arasında dişleri en fazla kompozit inleyler güçlendirmiştir. Bu çalışmada restore edilen dişlerde, kavite açılıp restore edilmemiş dişlere oranla %4-%15 kırılmada direnç artışı görülmüştür.

Kompozit inleylerin avantajları:

- 1) Hekim marjinal adaptasyonu, proksimal konturları ve kontaktları daha iyi kontrol eder.
- 2) Geleneksel kompozitlere göre sekonder çürük ve mikrosızıntıya daha az rastlanır.
- 3) Geleneksel kompozitlere oranla aşınmaya daha dirençlidir.
- 4) Laboratuvar işlemleri porselenlere göre daha kolaydır, tamirleri yapılabilir (15).

Kompozit inleylerin dezavantajları:

- 1) Kompozit rezin inleylerin yapımı direkt dolgu tekniklerine göre daha fazla zaman ve beceri gerektirir.
- 2) İnleyler direkt dolgu tekniklerine göre hasta için daha pahalıdır (162).

Kompozit inleylerin endikasyonları:

- 1) Diş renginde restorasyon isteyen ve düzenli olarak dişhekimine giden ağız hijyeni iyi olan bireyler
- 2) Bağlanma için yeterli ve uygun diş dokusu bulunan ve geniş restorasyon gerektiren dişlerde rezin bağlı restorasyonun dişin geride kalan dokularını koruyup güçlendirebileceği dişler
- 3) Okluzal ilişkinin normal kuvvet iletimini sağladığı, diş sıkma veya gıcırdatma gibi alışkanlıkların bulunmadığı dişler
- 4) Uzun dönem kullanılmış arka grup kompozit rezin restorasyonların başarısızlığında kırık, aşınma veya sekonder çürük nedeniyle bir yenileme gerektiğinde
- 5) Mevcut metalik restorasyonların estetik nedenlerle yenilenmesinde
- 6) İleride kuron yapılacak dişlerde ara bir onarım şekli olarak (15).

Kompozit inleylerin kontrendikasyonları:

- 1) Ağız hijyeni iyi olmayan bireyler
- 2) Kalan diş dokularının retansiyon ve direnç açısından uygun olmadığı durumlar
- 3) İnleylerin yapıştırılmasında nem kontrolünün sağlanamadığı durumlar
- 4) İleri atrizyon bulunan bireyler (15).

Kompozit inley preparasyonunun özellikleri:

- 1) Preparasyon kenarlarında keskin sınırlar oluşturulmamalıdır.
- 2) İç duvarların köşeleri yuvarlatılmalıdır.
- 3) Okluzalde bizotaj yapılmamalıdır. Proksimal marjinler hafif geniş aç (flare) göstermelidir.

- 4) Aksiyel duvarlar 6° konik prepare edilmelidir. Preparasyon altın döküm inleylerle karşılaştırıldığında biraz daha koniktir.
- 5) Okluzal yüzle aksiyel duvarlar arası açı en az 90° en çok 120° olmalıdır.
- 6) Materyalin kalınlığı en az 1.5 mm olmalıdır.
- 7) Kavosurface marjinler sentrik temas alanlarında yer almamalıdır. Çünkü bu alanlar kırığa yatkındır. Preparasyon uzun konik fissür frezler veya konik fissür frezlerle yapılarak kavite preparasyonunun duvarlarının nispeten düz ve düzensizlikler ve undercutlar içermeyen yapılmasına çalışılır.
- 8) Aksiyel duvarlar arası minimum genişlik 2 mm olmalıdır (4).

Çalışmalar kuru ısı, ısı/ısı veya hidropnömatik ısı gibi yöntemlerin yalnızca ısı uygulanan teknikten daha yüksek düzeyde polimerizasyon sağlayabildiğini göstermiştir. Böylece gerilme gücü ve sertlik, aşınma direnci gibi bazı fiziksel özellikler artırılarak daha dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonlar elde edilebilir (144, 165, 166).

Kompozit inleyler, yapım tekniklerine göre; tek seansta yapılan ve iki seansta yapılan inleyler olmak üzere ikiye ayrılırlar (120, 143, 161).

4.1.2.1.1. Tek Seansta Yapılan Kompozit Rezin İnleyler

Direkt (intraoral) ve indirekt (ekstraoral) olarak iki şekilde yapılabilirler. İntraoral kompozit inley tekniği, optimal restorasyonlar yapılabilmesi için ölçü alınmaksızın uygulanan bir tekniktir. Fakat bu teknik, sadece bir ya da iki yüzey içeren restorasyonlara yeterli preparasyon açıları verilip preparasyon duvarları ince grenli elmas frezlerle düzgünleştirildikten sonra izolatör jelle yeterli izolasyon sağlanarak uygulanmalıdır (161). İzole edilen kavite içinde tabakalarla hazırlanan inley ağızda polimerize edilir ve kaviteden çıkartıldıktan sonra gerekli düzeltmeler yapılır. İnleynin polimerizasyonu özel bir fırında ısı ve ışık uygulanarak tamamlanır. İnley kavitesinin iç açılarının yeterli olması ve andırkat içermemesi tekniğin uygulanabilirliği açısından çok önemlidir. Komplike MOD kavitelere kompozitte oluşan polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak inley dişe kenetleneyeceğinden, bu teknik tercih edilmez (23, 41, 56).

Tek seansta indirekt olarak yapılan inleyler; aşırı madde kaybı olan dişlerde tek seansta direkt inley yerine tercih edilirler. Bu teknikte preparasyonu takiben ölçü alınması gereklidir. Alınan ölçüden model oluşturulması ve inleylerin bu modelde şekillendirilmesi tek seansta yapılarak restorasyon bitirilir (120, 143).

4.1.2.1.2. İki Seansta Yapılan Kompozit Rezın İnleyler

Bu teknikte inleyler model üzerinde hazırlanırlar. Restorasyonun modelde hazırlanması estetiğin ve anatominin daha iyi oluşturulmasını sağlar (125). İntraoral tekniklerin aksine, preparasyondaki küçük andırlatlar tolere edilebilir (41, 56). Model üzerinde çalışma kolaylığı, hekimin ağızda çalışma süresinin kısalması, restorasyona iyi bir polisaj yapılabilmesi ve aynı anda birden fazla inleyn uygulanabilmesi gibi avantajları vardır. Ölçü alma zorunluluğunun bulunması, kapanış kontrolleri ve renk tespiti için hekim-teknisyen uyumu gerekmesi, kavitenin diğer seansa kadar kapatılabilmesi için geçici yapma gereği ise bu tekniğin dezavantajlarıdır (41, 56, 120, 143).

Kompozit inleyler, laboratuvarı alçı modeller üzerinde tabakalar halinde uygulanarak hazırlanırlar. Ara aşamalarda düşük süreli ara polimerizasyon yapılır. Hazırlanan inleyle özel fırında fototermik ‘postcuring’ işlemi yapılır (44, 117). Fototermal işlem öncesi gerekirse kompozit ilavesi yapılabilir. Ancak işlem sonrası kimyasal adezyon için yeterli yüzey kalmayacağından kompozit eklenemez (41, 56, 83).

Kontrollü klinik çalışmalarda ‘postcuring’ işlemi uygulanan restorasyonların marjin kalitelerinde, boyutsal stabilitelerinde ve materyalin çözünme dirençlerinde artış olduğu ve bunun sonucunda da bu restorasyonların yüzeylerinde daha az renkleşme meydana geldiği bildirilmiştir (41, 87, 165).

4.1.2.2. Seramik Polimerler (Seromerler)

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar seramik polimerler, 2. jenerasyon laboratuvar kompozitleri ya da ‘‘polyglass’’ lar olarak da adlandırılan dental seromerlerin (CERamic Optimized polyMERS) geliştirilmesini sağlamıştır. Seromerler; seramik,altın alaşımları ve kompozit rezin restoratif materyallerinin avantajlarının birleştirilmesi hedeflenerek geliştirilmiş indirekt restoratif rezin materyalleridir (44, 150). Temel yapıları kompozitlerle aynı olmakla birlikte matriks yapıyı güçlendirmek amacıyla geleneksel direkt ve indirekt kompozitlere oranla daha yüksek oranda inorganik doldurucu (inorganic ceramic filler) içerirler. Bu inorganik doldurucular bazı ürünlerde seramik partikülleri iken bazı ürünlerde fiber parçacıklarıdır (150). Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren

silikon dioksit (SiO_2) ve baryum aliminyum silikat camları kullanılmaktadır. Polimerizasyondan sonra feldspatik porseleninkinden daha yüksek bir bükülme direncine, çok küçük bir polimerizasyon büzülmesine ve mineninkine yakın bir aşınma direncine sahiptir (23, 43).

Bazı geleneksel kompozit rezinler sadece bifonksiyonel olan BIS-GMA molekülleri içerirken seromer teknolojisi polifonksiyonel gruplar içerdiğinden daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu yapı yüksek derecede çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü meydana getirerek materyalin direncinin artmasına neden olur (47). Bu materyaller kompozisyon ve yapılarından dolayı seramiklerin avantajlarını kompozit rezin teknolojisinin avantajlarıyla birleştirmişlerdir. Materyalin inorganik kısmı estetik kalite, abrazyon direnci ve yüksek stabilite sağlarken; organik kısmı yüksek cilalanabilirlik, rezin simanlarla etkili bağlanma, kırılmalıkta azalma, uyumlama kolaylığı ve tek seansta tamir avantajları sunar. Resin simanlarla kullanıldıklarında adeziv yapıştırma ile kalan diş dokusunu desteklediğinden konservatif olarak kabul edilirler (23).

Seramik polimerler, geleneksel kompozit rezinlere göre yüksek aşınma direncine ve dayanıklılığına sahip, mikrocamlar içeren, ışıqla sertleşen materyallerdir. Bu özelliklerinden dolayı inley, onley, lamina veneer ve metal desteksiz kronlar gibi protetik restorasyonlarda da kullanılabilirler (23). Renk stabilitesinin incelendiği bir çalışmada (43), 300 saatlik hızlandırılmış eskitme (accelerated aging) sonucunda test edilen Artglass, Zeta, Targis ve Bellaglass HP seromerlerinde ortaya çıkan renk değişikliğinin kontrol olarak kullanılan porselenden çok farklı olmadığı görülmüştür.

Seromerler kompozitlerin yapım kolaylığını, doğal renk, kenar bütünlüğü ile aşınma ve çatlama direnci gibi özellikleri taşırlar (23). Targis seromer materyalinin en az kompozitler kadar iyi cilalanabildiği ve bir yıllık sonuçlarının klinik olarak başarılı olduğunu bildirilmiştir (83).

Seromerlerin polimerizasyonu ağız dışında gerçekleştirildiğinden büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır. Bu durum sızıntının azaltılması açısından önemlidir (5, 150).

Seromerlerin bir başka avantajı ise optik özelliklerinin üstün opasite sistemleriyle doğal dentisyona yakın olmasıdır. Altındaki renk problemi yapabilecek yapıları çok iyi maskeleyebilmesi görülebilen ışıqlın materyalin içinden iletilmesinden çok dağılması ile açıklanabilir (23).

Laboratuvarda ışık, basınç-ısı, ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ekstraoral ‘postcuring’ ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini, dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını artırır ve böylece okluzal aşınma azalır. Doğal mineye yakın ancak daha düşük olan aşınma dirençleri karşıt dişte aşırı miktarda aşınmaya sebep olmaz (87). İçerdikleri seramik partikülleri estetik özelliklerini porselen restorasyonlara yaklaştırır. Porselen restorasyonlarla kıyaslandıklarında okluzal yükleri daha iyi absorbe ederler (83, 87).

İkinci jenerasyon indirekt kompozitler olarak tanımlanan seromerler yapıları bakımından kompozit rezinlere benzerler. Fiziksel ve mekanik özellikleri yüksek doldurucu içeriğinden dolayı daha iyidir. Seromerler restorasyon-diş arasındaki kırığa neden olan intraoral stres karşısında, doğal dişe benzer deformasyon gösterirler (28, 150).

Bazı seromer ürünlerinin doldurucu içerikleri (ağırlıkça %), bükülme dayanıklılıkları ve elastik modül değerleri tablo 4.2 ’de gösterilmiştir (23, 47, 83).

Tablo 4.2. Seromerlerin doldurucu içerikleri, bükülme dayanıklılıkları ve elastik modülleri

	Doldurucu ağırlık (%)	Bükülme dayanıklılığı (MPa)	Elastik modül (MPa)
Art-Glas (Kulzer)	72	120	9 000
Conquest (Jeneric Pentron)	79	155	8 500
Belle-Glass (Belle de St. Claire)	74	150	9 655
Estenia (Kuraray)	92	202	23 000
Targis (Ivoclar)	76-77	150-160	10 000
Adoro (Ivoclar)	80-82	120-125	7 000-7 500
Gradia (GC Corporation)	75	124	6920

Seromer sistemler kompozit ve seramiklere kıyasla bir çok avantaja sahiptir. Estetik özelliklerinin yanı sıra konvansiyonel kompozitlerden farklı olarak su emiliminin az olmasına bağlı geliştirilmiş renk stabilitesi vardır. Elastik modülleri dentininkine yakındır ve intraoral tamiri mümkündür. Porselene göre büzülmesi minimumdur (44, 83, 101).

Kompozit ve seromer materyalleriyle restore edilen üst küçük azı dişlerindeki Klas II restorasyonların kırılma dirençlerinin incelendiği bir çalışmada (55) seromer inleylerle restore edilen dişlerin sağlam dişlerden yüksek kırılma direnci gösterdiği görülmüştür. Kompozitle restore edilen dişler ise gerek seromerle restore edilen gerekse sağlam dişlere yakın kırılma direnci göstermişlerdir ve önemli bir fark kaydedilmemiştir.

Seromer inleylerin seramiklerden daha fazla enerji absorbe etmelerine bağlı olarak daha dayanıklı olduğu bildiren çalışmalar mevcuttur (108). Seromerlerin klinik performanslarıyla ilgili olarak 43 Targis inley ve onley restorasyonların 18 aylık takip sonucu %100 başarı bildirilirken (101), 99 Targis inleyin 28 aylık takibinde %97,9-%98,2 başarı bildirilmiştir (84).

Direkt ve indirekt kompozit inleyler ile seramik inleylerin klinik performanslarının 1 hafta ve 6, 12, 36, 48 ve 60 aylık periyodlarla değerlendirildiği bir çalışmada inleylerin %88'inin 5 yıl sonunda fonksiyon gördüğü ve farklı tipte inleylerin ağızda kalma süreleri açısından bir fark göstermediği bildirilmiştir (149).

4.1.2.3. Seramik İnley Sistemleri

Seramik; estetik, fiziksel ve biyolojik özellikleri bakımından diş hekimliğinde farklı restoratif çözümlerde aranan bir materyal olmuştur (4). Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (41, 56). Seramiklerin estetik intrakoronal restorasyon olarak kullanılması ise 1856'da prefabrike seramik inleylerin kenarlarının altın folyolarla kapatılarak estetik dolgu olarak kullanılmasıyla gerçekleşmiştir. Herbert 1882'de fırında pişirilen ilk seramik inleyi yapmış ve daha sonra 1888'de Land platin folyo üzerinde seramik inleylerin fırınlanarak hazırlandığı bir teknik geliştirmiştir. Seramik inleyler, ilk olarak 1895'te dental tedaviler için tanıtılan amalgamdan daha önce diş hekimliğinde uygulanmıştır. Bununla beraber yeterli özelliklere sahip bir yapıştırıcı ajanın bulunmayışı, bu tekniklerin klinik başarısını kısıtlayan ciddi bir engel olarak uzun yıllar seramik inleylerin klinik başarısı ve kullanımını kısıtlamıştır (41, 58, 153).

Adeziv tekniklerin ilerlemesi ve basitleştirilmesi 1990'ların başından günümüze metal desteksiz seramik materyallerin inleyler şeklinde kullanımının ön plana çıkmasını sağlamıştır (56, 153).

Seramik stres altında plastik deformasyona dayanamayan bir materyaldir. Bu nedenle elastiklik sınırlarının üzerindeki deformasyonlar porselenin kırılmasına yol açar. Keramik inley materyali diğer restorasyon materyallerinden daha zayıf olduğu için laboratuvarından geldikten sonra model veya ağız içindeki kontrollerde kırılabilir. Ancak, adeziv bağlanmayla esneme olmayacak şekilde yeterli desteğin sağlandığı durumda fonksiyon esnasındaki streslere ve yüksek basma kuvvetlerine karşı dirençlidir. Diş yapılarına böyle bir bağlanma olmadığında karşıt dişler tarafından oluşturulan okluzal yüklemelerle kırıklar kolaylıkla oluşur. Keramik inley diş yapılarıyla desteklenecek şekilde sıkı bir bağlanma oluşturmalıdır. Mine ve dentine tam bir bağlanmayla elde edilen stabilite ve bütünlüğün sağlanamadığı koşullarda kırılğan bir restorasyon söz konusudur (4, 119).

Seramik inley altında polimerize edilen kompozit rezinle oluşturulan uniform kalınlık ve rijidite sıkı bir destek tabakası sağlar. Bu tabaka mine ve dentinin elastisite farklarını dengeler ve inley-diş yapıları arasında potansiyel streslerin karşılanması için uygun bir bölge oluşturur. Keramik materyaller, materyal içinde mevcut defektler dolayısıyla başarısızlık gösterebilirler. Genellikle seramiğin soğutulmasındaki kontraksiyonda oluşan internal streslerle sıklıkla mikroskobik defektler oluşur. Bunlar moleküler seviyede büyük boşluklardır. Boşluğun bir tarafındaki moleküller diğer tarafa uzanır. Bu durum seramiği önemli ölçüde zayıflatır. Boşluk boyunca büyük intermoleküler mesafe, moleküller arası çekimi azaltır ve düşük şiddette çekme stresleriyle boşluk artarak molekülleri birbirinden ayırır. Bu durum streslerin yoğunlaştığı ve ilerlediği mikroskobik bir alan oluşturur. Düşük düzeydeki tekrarlayan kuvvetler yavaş olarak gelişen kırığı meydana getirir (4, 119).

Posterior seramik restorasyonlarla beraber kompozit rezin yapıştırma ajanları kullanıldığında kompozitin polimerizasyon büzülmesi ile porselen güçlendirilmektedir. Resin polimerizasyonunda kaçınılmaz olarak oluşan büzülme olumsuz bir özellik olarak görülmektedir. Bununla beraber belirli sınırlarda kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi, porselenin iç yüzeyinde kuvvetler oluşturarak moleküllerin ayrılmaları yerine onları bir arada tutan kuvvetler meydana getirir (4, 83).

Seramik inleylerin, hazırlanan modeller üzerinde laboratuvar ortamında şekillendirilmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Keramik inley; modelden elde edilen silikon dublikat ile refraktör güdük oluşturularak ya da direkt alçı model üzerinde

mum modelaj hazırlanarak döküm, enjeksiyon kalıplama ve kopyalama tekniği kullanılarak elde edilebilir. Temelde seramik inleyler refraktör güdüklerin kullanıldığı ya da folyo tekniğinin uygulandığı fırınlama metodu ile yapılırken aşındırma, döküm ve presleme gibi laboratuvar metodları daha yakın dönemde geliştirilmiştir (58, 167).

Cam seramikler için döküm metodları mum uzaklaştırma tekniğini içerirler. Restorasyonun mum modelajı hazırlandıktan sonra revetmana alınır, mum uçurulur ve cam seramikle döküm yapılır. Dökülebilir cam seramiklerde döküm işlemini takiben ‘ceramming’ uygulanır. Bu işlem materyalin dayanıklılığını arttırırken, seramikte ilave büzülme, mikroporoziteler ve yetersiz homojenite gibi problemlere de neden olur. Bu gibi dezavantajları giderebilmek amacıyla ısı ile presleme tekniği geliştirilmiştir. Mum uzaklaştırma işlemi ardından döküm boyunca ısı (1150 °C) ve basınç (0.3-0.4 MPa) uygulanır, bu nedenle literatürde ısı-presleme tekniği olarak adlandırılır. Aşındırma işlemi ise bilgisayar kontrollü CAD/CAM aşındırma sistemi yada Celay kopyalama-aşındırma sistemi gibi sistemler kullanılarak yapılır (58, 83, 167).

Seramik inlevlerin avantajları:

- 1) Porselen sistemleri komşu doğal dişlerle ideal bir renk uyumu sağlayabilmektedir.
- 2) Porselen yüzeyinde kompozit restorasyonlara kıyasla daha az plak tutunur.
- 3) Porselen restorasyonların aşınma ve abrazyona direnci yüksektir.
- 4) Radyografilerde porselenin radyodansitesi normal diş yapılarına benzer ve radyoopak olmadığından görüşü kısıtlamaz.
- 5) Seramik restorasyonların rezin simantasyonla beraber mikrosızıntısı minimum düzeye iner, renkleri oldukça iyidir ve renk stabiliteleri yüksektir.
- 6) Termal iletkenlikleri diş yapılarına yakındır.

Seramik inlevlerin dezavantajları:

- 1) Yerleştirme ve uyumlama aşamasındaki güçlükler potansiyel problemlerdir.
- 2) Restorasyon yapıştırılmadan önce zayıftır ve prova esnasında kırılabilir.
- 3) Laboratuvar ücreti ek bir maliyet getirir.
- 4) Özellikle parafonksiyonel alışkanlıklarda karşıt arkta potansiyel bir aşınma sözkonusudur.
- 5) Döküm cam veya seramik restorasyonlarda okluzal uyumlama sonrası yüzey cilası bozulabilir.
- 6) Nem kontaminasyonu simantasyonda başarısızlığa neden olabilir (4).

Porselen inley ve onleylerde diş preparasyonu

Çürük dokuların uzaklaştırılmasını takiben kavitenin dışa açılım gösteren yan duvarlarının hazırlanmasında özel açılı inley preparasyon frezleri kullanılarak yaklaşık 12 derecelik dışa açılım sağlanır. Aksiyal duvarların artan eğimi restorasyonun provasında daha kolay yerleştirilip çıkarılmasını sağlar. Bununla beraber koniklik gereksiz diş yapısı kaldırılmasından kaçınılması için fazla abartılmamalıdır. Kavite iç duvarlarının mümkün olduğunca yuvarlak hatlı geçişler içermesine dikkat edilir. Okluzal kavosurface marjinde bizotaj yapılmamalıdır. Çünkü porselenin ince bir kesit halinde hazırlanması güçtür ve prova ve uyumlamada kırılabilir. ‘Chamfer’ preparasyonu tercih edilmektedir. Çünkü restorasyonda daha etkili bir örtü oluşturmaktadır ve daha estetik bir renk uyumu sağlanmaktadır. Proksimal kutuda sement-mine birleşiminin bitiş hattına yakınlığından dolayı örtücülük özelliğinin arttırılması için düz bir taban oluşturulması arzu edilir (4).

Amalgam ve döküm altın preparasyonu retansiyon formunun oluşturulması amacıyla sağlıklı diş yapılarına doğru genişletilmektedir. Preparasyon duvarları friksiyonel retansiyonun elde edilebilmesi için paralel olarak hazırlanmaktadır. Kompozit ve porselen inleylerde friksiyonel retansiyon gerekli değildir; hatta kontrendikedir (4, 58).

Adeziv restorasyonlarda undercut alanı varsa son preparasyon ve ölçüden önce cam iyonomer simanla bloke edilmelidir. Alternatif olarak laboratuvarında model üzerinde inley yapımından önce gerekli düzeltmeler yapılabilir. Yerleştirme işlemi esnasında bu boşluk kompozit rezin yapıştırma simanı ile dolarak tüberkül direncini arttırır. Resin simanın hem diş minesi hem de asitlenmiş silanlanmış porselen yüzeyine çift taraflı olarak bağlanmasıyla dayanıklılık sağlanmış olunur. Böylece yalnızca tüberkül desteği elde edilmez, aynı zamanda marjinler de etkili bir şekilde örtülmüş olur (58, 120, 143).

Seramik veya kompozit rezin inley seçimi

Kompozit rezin inleylerin hem laboratuvar hem de klinik aşamaları daha basittir. Kaviteye yerleştirilirken kırılma korkusu olmaksızın orta düzeyde basınçla uygulanabilirler. Adaptasyon esnasında interproksimal kontakt kaybedildiğinde son polimerizasyonları yapılmadığı takdirde kompozit ilavesiyle tekrar düzeltilebilir (15). Bununla beraber seramik inley oldukça kırılmandır ve prova esnasında çatlak ve kırıklarla karşılaşılabilir (4).

İnley veya onley seçimi

Tüberküller kaplandığında kuvvetlerin restorasyondan simana geçişi ve diş tarafından absorbsiyonu kolaylaşmaktadır. Bu nedenle tüberkül desteği zayıflayan dişlerde tüberküllerin örtülmesi gerekir. Azı dişlerin restorasyonlarında seramik onleylerin iyi bir endikasyonu okluzogingival ebatların kısa oluşudur. Bu gibi durumlarda geleneksel kron preparasyonu ile aksiyal retansiyon ve rezistans elde edilmesi güçtür. Bununla beraber seramik onley preparasyonu yalnızca 2 mm okluzal kesim gerektirir ve retansiyon ve rezistans için aksiyel aşındırmaya ihtiyaç yoktur. Tam kron için cerrahi olarak kron boyu uzatılması gereken kısa azı dişleri seramik onleylerle daha kolay bir şekilde konservatif olarak restore edilebilmektedir (4).

4.1.2.4. CAD/CAM Seramik İnleyler

Restorasyonlarda optik tarama ve bilgisayarların kullanımı ilk kez 1971’de tanıtılmış ve teknolojiadaki devam eden gelişmelerle pek çok sistem geliştirilmiştir. CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Assisted Manufacturing) sistemleri restoratif diş hekimliğinde önemli bir teknolojik yeniliktir. Bu metodla porselen restorasyonların tek seansta yapılması mümkündür. CAD/CAM restorasyonlar ara aşamaları elimine ederek hekim ve hastaya zaman kazandırır (56, 167).

Cerec CAD/CAM (Siemens) ünitesi, kamera, bilgisayar-monitör ve 3 akslı rotasyonel aşındırma cihazından oluşan kompakt, mobil bir ünedir. CAD/CAM sistemlerde prepare edilmiş diş yüzeyi infrared ışınları yardımıyla taranır. Elde edilen bilgiler bilgisayara aktarılır. Kaydedilen veriler bilgisayar hafızasından aşındırma cihazına aktarılır ve restorasyon bu bilgiler doğrultusunda aşındırılarak hazırlanır. Bu teknikte kullanılan porselen bloklar, laboratuvar seramiklerine oranla daha homojen olup daha az pörözite içerirler ve kolaylıkla cilalanabilirler. (56, 167)

Celay tekniği; kopyalama-aşındırma cihazı ile endüstriyel porselenden seramik restorasyonlar üreten bilgisayar kontrollü diğer bir tekniktir. Bu teknikte ilk aşamada, direkt ağızda ya da alçı model üzerinde polimerik inley ‘pro-inley’ hazırlanır. Bu pro-inley manuel olarak tarandıktan sonra daimi inley seramik bloktan aşındırılarak hazırlanır. Bu işlemler için laboratuvar çalışması gerekmez ve klinik işlemler daha basittir (81, 167).

4.2. Dental Yapıştırma Simanları

Restorasyonların klinik başarısında önemli aşamalardan birisi de simantasyondur (153). Dental simanlar mikrobiyal sızıntıya karşı bir bariyerdir ve restorasyon ile diş arasında yüzey bağlantısı oluşturup bir arada kalmalarını sağlar. Bu bağlantı mekanik, kimyasal ya da bu ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir (4, 39, 45, 111).

Diş hekimliğinde kullanılan simanlar 4 grupta sınıflandırılmıştır (106):

1. Fosfat Simanlar

- a. Çinkofosfat siman
- b. Silikat siman
- c. Çinkosilikafosfat siman

2. Fenolat Simanlar

- a. Çinkooksit-öjenol siman
- b. Ca(OH)_2 salisilat

3. Polikarboksilat Simanlar

- a. Çinkopolikarboksilat siman
- b. Cam iyonomer siman

4. Akrilat Simanlar

- a. Polimetakrilat
- b. Dimetakrilat.

İdeal bir yapıştırma simanının sahip olması gereken özellikler şunlardır:

1. Diş dokusu ve restorasyon arasında ideal ve sürekli bir bağlantı sağlamalı
2. Uygun baskı ve gerilme dayanıklılığına sahip olmalı
3. Arayüz ya da koheziv başarısızlıklarda yerinden çıkmayı engelleyecek yeterli kırılma sertliğinde olmalı
4. Mekanik kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı
5. Diş ve restorasyon yüzeyini iyi ıslatabilir olmalı
6. Yeterli film kalınlığında ve yoğunlukta olmalı
7. Mine ve dentine adezyonu iyi olmalı
8. Oral sıvılarda çözünürlüğü az olmalı
9. Doku uyumlu olmalı ve pulpayı korumalı
10. Plak birikimini inhibe etmeli
11. Antibakteriyal etkili olmalı

12. Radyopak olmalı

13. Rengi stabil olmalı

14. Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalıdır (4, 47, 120, 143).

Günümüzde daimi simantasyon amaçlı 5 farklı siman kullanılmaktadır. Bunlar:

- Çinkofosfat simanlar
- Polikarboksilat simanlar
- Cam iyonomer simanlar
- Hibrid cam iyonomer simanlar
 - Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
 - Poliasit modifiye rezin simanlar
- Rezin simanlar (2, 4, 39, 47).
-

Bu yapıştırma simanları sertleşme reaksiyonlarına göre 3 sınıfa ayrılır (148):

A-Asit/baz reaksiyonu ile sertleşen simanlar

Çinkofosfat siman

Polikarboksilat siman

Silikat siman

Cam iyonomer siman

B- Radikal polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşen simanlar

Rezin simanlar

C- Radikal Polimerizasyon + asit/baz reaksiyonu ile sertleşen simanlar

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Fosfat monomer bazlı self-etch adeziv simanlar (1, 69, 148).

Tablo. 4.3. Yapıştırma simanlarının kompozisyonları (47, 83, 120).

Likit \ Toz	Silikat cam	Çinko oksit
Fosforik Asit	Silikat siman	Çinko Fosfat
Poliakrilik asit	Cam iyonomer	Polikarboksilat
Dimetakrilat monomer	Rezin siman	

Tablo. 4.4. Yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri (47, 83, 120).

Siman	Baskı Dayanıklılığı (MPa)	Gerilme Dayanıklılığı (MPa)	Elastik modül (GPa)
ZnP	98-133	3.1-4.5	9.3-13.4
PC	57-99	3.6-6.3	4.0-4.7
CİS	60-220	4.2-5.3	3.5-6.4
RMCİS	130-170	12-14	3-4
Rezin	180-320	30-63	3-5

Tablo 4.5. Yapıştırma simanlarının fiziksel özellikleri (47, 83, 120).

Siman	Suda Çözünürlük (24 saatte)(%)	Sertleşme zamanı 37 °C 100% Nemli (dk)	Film kalınlığı (µm)
ZnP	0.2max	5-9	25 mak
PC	0,05 az	7-9	25-48
CİS	0.4-1.5	6-8	22-24
RMCİS	1.0	2	>25
Rezin	0.13	4-5	20-30

4.2.1. Çinkofosfat Simanlar

Çinkofosfat simanlar 90 seneden fazla süredir kaide ve simantasyon amaçlı kullanılmaktadır. Simanın tozunu %90 ZnO ve modifiye etmek için genellikle %10 MgO ile bizmut ve silika gibi oksitler ilave edilir. Likidini ise %67'lik fosforik asit, asidin iyonizasyonunun kontrolü için %33 su, alüminyum fosfat oluşturur (39). Bazı preparatlarda çinkofosfat ve toz ile likidin reaksiyon hızını azaltmak için metal tuzları ilave edilmektedir (39, 47).

Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonları ile negatif fosfat grupları arasında meydana gelir. Toz ve likit karıştırıldığında asit-baz reaksiyonu başlar ve fosforik asit çinko oksit partiküllerinin yüzeyine etki ederek çinko iyonlarının salınımı başlatır. Fosforik asit ile bir kompleks oluşturmuş olan alüminyum çinko ile de reaksiyona girerek partiküllerin kalan kısmının yüzeyinde çinkoalüminofosfat jeli oluşturur. Bu şekilde siman koheziv çinkoalüminofosfat matriks içine gömülmüş reaksiyona girmemiş çinko oksit partiküllerinden oluşur (5, 39).

Simanın dayanıklılığı toz/likit oranından etkilenmektedir. Polimerize olmuş simanın elastik modülü, çiğneme stresinin yoğun olduğu alanlarda ve uzun köprü restorasyonlarında elastik deformasyona dayanabilecek yeterliliktedir (2).

Avantajları:

- 1) Uzun süreli başarılı sonuçlar
- 2) Yüksek rijidite
- 3) Ayarlanabilir çalışma zamanı
- 4) Mekanik retansiyon (39, 23)

Dezavantajları:

- 1) Toz ve likidin karıştırılmasından sonra sertleşme olurken büzülme meydana gelir.
- 2) Uzun sertleşme zamanı
- 3) Düşük basma ve gerilme direnci
- 4) Çözünürlük
- 5) Estetik inleylerde ve tam seramik restorasyonlarda kullanılamaması
- 6) Düşük pH ve buna bağlı pulpal irritasyon ve post-operatif hassasiyet (23, 39)

Çinkofosfat simanların dentin tübüllerinin düzensiz yüzeylerine kimyasal veya mikromekanik olarak yapışmadıkları düşünülmektedir. Bu nedenle preparasyonların açıları, uzunlukları ve yüzey alanları klinik başarıyı etkiler (39).

4.2.2. Çinkopolikarboksilat Simanlar

Çinkopolikarboksilat simanlar, 1968'de Smith tarafından çinkofosfat simanın likidinin poliakrilik asit ile değiştirilmesiyle oluşturulmuştur. Çinkopolikarboksilat siman diş dokusuna adezyon özelliği olan ilk simandır (2).

Çinkopolikarboksilat simanın tozunu çinkofosfat simana benzer şekilde %90 ZnO ve %10 MgO oluşturur, likidi ise %35-45 oranında su ile çözünmüş poliakrilik asitten meydana gelmiştir. Sertleşme süresini modifiye etmek ve manüplatif özellikleri arttırmak amacıyla toza % 4-5 oranında stannöz florid ve diğer tuzlar ilave edilebilmektedir. Stannöz florid simanın direncini artırır ve flor kaynağı gibi rol oynar (39, 47).

Sertleşme reaksiyonu karıştırmayı takiben tozun yüzeyinden çinko, magnezyum ve kalay iyonlarının çözünmesiyle başlar. Bu iyonlar poliakrilik asidin karboksil gruplarına bağlanarak komşu poliakril zincirlerinin karboksilik asit grupları ile de etkileşir ve çapraz bağlı tuz yapısını oluşturur. Sertleşmiş siman, yapısız bir çinkopolikarboksilat matriksine dağılmış olan çinko oksit partikülleri içerir (5, 120, 143).

Çinkopolikarboksilat simanın diş yapısındaki kalsiyuma yapışma mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Pat halindeki simanın apatite hidrojen bağı ile bağlandığı; siman sertleştikçe hidrojen bağlarının yerine metal iyonlarının geçerek metal iyon köprüsü oluşturduğu düşünülmektedir (120).

Siman likidinin pH'sı yaklaşık 7'dir ancak toz tarafından hızla nötralize edilmektedir. Başlangıçtaki asidik yapısına rağmen asiditesi hızla azalan polikarboksilat simanların pulpa iritasyonu azdır (2).

Avantajları:

- 1) Post-operatif hassasiyete sebep olmazlar.
- 2) Kimyasal adezyon sağlarlar.
- 3) Az miktardaki kontaminasyona karşı toleranslıdır.
- 4) Çalışma zamanı sona erdiğinde renk değişikliği olur (23).

Dezavantajları:

- 1) Düşük çekme ve basma direnci
- 2) Yüksek çözünürlük
- 3) Estetik inleylerde ve tam seramik restorasyonlarda kullanılamaması (23).

Çinkopolikarboksilat simanların baskı dayanıklılığı çinkofosfat simana nazaran düşük, gerilme dayanıklılığı ise yüksektir (39, 120). Elastik modülü nedeniyle uzun protetik restorasyonların yapıştırılmasında önerilmez (106).

4.2.3. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar silikat cam tozunun dayanıklılığı, rigiditesi ve flor salınımı ile, poliakrilik asit likidin biyouyumluluğu ve adeziv özelliğini birleştiren simanlardır (2). Dental dokulara fiziksel ve kimyasal yollarla bağlanırlar. Fiziksel bağlanma materyalin diş yüzeyine mikromekanik tutunmasıyla oluşur. Kimyasal bağlanma ise cam iyonomer karışımı ile diş dokularının yüzeyinde bulunan kalsiyum arasında oluşan reaksiyon sayesinde gerçekleşir (34). Bağlantı mekanizması, poliasit içerisindeki (-) yüklü karboksil gruplarının mine ve dentin dokularında bulunan apatit yapısındaki (+) yüklü kalsiyum iyonları ile şelasyonu ile meydana gelir. Akinmade ve Nickolson (3) tarafından bu olay 'difüzyona bağlı adezyon' olarak tanımlanmıştır. Mineye bağlantı, minenin yüksek inorganik içeriği nedeniyle dentine oranla daha yüksektir. Bununla beraber cam iyonomer simanlar polikarboksilat simanlara oranla pulpayı daha az irrite

ederler (3, 5).

Cam iyonomerler çinkofosfat siman ve çinkopolikarboksilat siman ile karşılaştırıldıklarında yüksek baskı dayanıklılığına sahiptirler. Fakat elastik modülleri çinkofosfat simandan düşüktür (5, 103).

Cam iyonomerlerin avantajları:

- 1) Klasik cam iyonomer simanlar dişetinde irritasyona sebep olmazlar.
- 2) Isısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri diş dokularıyla uyumludur.
- 3) Antikaryojenik özellik gösterirler. Florür salınımı ile sekonder çürük oluşumunu önlerler. Simanla mine arasında kimyasal bağlanmadan kaynaklanan moleküler temas iyon alışverişini ve florür salınımını gerçekleştirir.
- 4) Düşük ekzotermi gösterirler.
- 5) Polimerizasyon büzölmeleri yoktur.
- 6) Serbest radikal içermezler.
- 7) Doldurucu-matriks etkileşimleri vardır.
- 8) Mine ve dentin dokusuna kimyasal adezyonu vardır. Hidroksi apatitle iyonik bağ oluşturur (39, 103).

Cam iyonomerlerin dezavantajları:

- 1) Sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna karşı aşırı hassasiyet ve erken dönem yüksek çözünürlük
- 2) Klasik cam iyonomerler dehidratasyona duyarlıdır. Hidrojelin su kaybetmesi ya da kuruması siman hacmini azalttığı için yüzeyde çatlaklar oluşur, renklenmeler ortaya çıkar.
- 3) Çalışma süresi kısadır.
- 4) Fraktür direnci ve aşınma direnci düşüktür.
- 5) Renk uyumu açısından estetik değildirler, opak renklidirler.
- 6) Toz/likit oranının hassasiyetle ayarlanması gereklidir (2).

Simanların toz ve likidinin elle karıştırılması karıştırma oranlarının kontrolü ve oluşan materyalin karakteristiğinin değişmesi açısından problem yaratmaktadır. Ayrıca çok sayıda hava kabarcığı siman içinde kalmaktadır. Üretici firmalar bu sorunu kontrol altına alabilmek için kapsül formlarını geliştirmişlerdir (97).

Mitchell ve Douglas (97), iki konvansiyonel (Fuji I, KetacCem), iki de kapsül formda cam iyonomerin (Fuji Cap I, KetacCem Maxicap) porözitesini karşılaştırdıkları

çalışmalarında aynı markaların kapsül formlarının konvansiyonel formlardan daha dayanıklı olduğunu ve istatistiksel olarak anlamlı olmasa da Fuji I'de KetacCem'den, Fuji Cap I'de KetacCem Maxicap'ten daha az büyük hava kabarcığı belirlendiğini bildirmişlerdir.

4.2.4. Hibrit iyonomer Simanlar

Rezin simanların ve cam iyonomer simanların avantajlarını bir araya getirmek ve dezavantajlarını elimine etmek için iki farklı simanın farklı oranlarda birleştirilmesi ile hibrit simanlar geliştirilmiştir (121).

- Bu simanlar:
- a) Resin modifiye cam iyonomer simanlar
 - b) Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler) dir.

Konvansiyonel		Adeziv	
Cam İyonomer (GIC)	Resin Modifiye Cam İyonomer (RMGIC)	Kompomer	Kompozit
Hibrit			
• Basit Doldurucu • Asit • Su	• Bazik Doldurucu • Asit • Su • (Met) Akrilat • Başlatıcı	• Silanize Doldurucu • Asidik (Met) Akrilat • (Met)Akrilat • Başlatıcı	• Silanize Doldurucu • (Met)Akrilat • Başlatıcı

Şekil 4. 1. Cam iyonomer ve kompozit arasındaki materyallerin sınıflaması (148)

4.2.4.1. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanın likidine suda çözünebilen resin monomerlerin ilavesi ile elde edilirler. Bu şekilde cam iyonomerlerin neme hassasiyetinin azaltılması ve dayanıklılığının artırılması hedeflenmiştir (2, 5, 34, 61).

Simanın tozunu floroaluminasilikat cam partikülleri oluştururken likidi metakrilat resin, poliasit, HEMA (hidroksietilmetakrilat) ve su içerir. Sertleşme reaksiyonu

metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar ve asit-baz reaksiyonu ile devam ederek simanın olgunlaşması ile tamamlanır (5, 103). Polimerizasyonun hızlı başlaması bağlantının daha hızlı gelişmesini ve simanın erken dönemde neme hassasiyetini azaltır (39). Bu simanın diğer avantajları da klinik işlemlerinin basit olması ve rezin simanlardaki çok aşamalı yapıştırma işlemlerinin elimine edilmesidir (39, 61). Fakat yapılarındaki HEMA'nın yüksek hidrofilik özelliği su absorpsiyonunun fazla olmasına yol açar. Su emilimine bağlı genleşme sonucu kırıklar görülebilir (39).

Baskı ve gerilim dayanıklılıkları çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlardan yüksek, rezin simanlardan düşüktür. Mine ve dentine adezyonları, flor salınımları cam iyonomer simanlara benzer. Cam iyonomerlere göre sertleşme sırasında neme daha az hassastır ve çözünürlüğü daha düşüktür (103).

Ergin ve Gemalmaz'ın (46) çinkofosfat (Kulzer), cam iyonomer (Meron,Voco), 2 rezin modifiye cam iyonomer (Principle Dentsply. Fuji Plus), rezin siman (Avanto) ile yapıştırılan metal altyapıların tutuculuğunu inceledikleri çalışmalarında en iyi sonucu Fuji Plus ve Avanto gösterirken; diğer simanların da yeterli derecede iyi sonuçlar verdiği belirtilmektedir.

Avantajları:

- 1) Mine, dentin ve metallere kimyasal adezyon
- 2) Uygulama kolaylığı
- 3) Flor salınımı
- 4) Yeterli çekme ve basma direnci
- 5) Ağız sıvılarında çözünürlüklerinin az olması

Dezavantajları:

- 1) Estetik restorasyonlarda kullanılmak üzere renk seçenekleri azdır.
- 2) Uzun vadeli klinik sonuçları azdır.
- 3) Su emilimine bağlı ekspansiyon gösterebilirler (23).

4.2.4.2. Poliasit Modifiye Resin Simanlar

Kompomerler olarak da adlandırılan bu simanlar, yapıları ve fiziksel özellikleri açısından cam iyonomerlerden çok rezin simanlara benzer özellikler gösterirler (103). Esasen rezin (UDMA, HEMA ve bütan tetrakarboksilik asit) ve monomerden oluşur. Bunlara ilaveten yapılarında florosilikat cam, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve

pigmentler bulunur (9). İlk sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar. Asidik monomer matriks içerisindeki diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri oluşturur. Su içermediklerinden dolayı sertleşme reaksiyonu daha sonra ağız ortamında su emilimi ve asit baz reaksiyonu ile devam eder. Ardından asidin cama etkisi ile metal iyonları salınır ve bu iyonlar asit grupları ile çapraz bağlar oluşturur (103, 120, 143).

Doldurucu ve matriks yapı olarak cam iyonomerlere benzerler. Bu sayede bir miktar flor salınımı yapabilirler (34).

Avantajları:

- 1) Uygulama kolaylığı
- 2) Dentine ön işlem yapıldığı takdirde yüksek adezyon
- 3) Düşük çözünürlük
- 4) Yüksek mekanik özellikler

Dezavantajları:

- 1) Uzun vadeli klinik sonuçları azdır.
- 2) Nem hassasiyeti
- 3) Flor iyonları salınımları düşüktür (126).

4.2.5. Rezin Simanlar

1973 yılında ilk kez Rochette tarafından kullanımı önerilen rezin simanlar, doldurulmuş BIS-GMA rezin ve diğer metakrilat varyasyonlarıdır (39). Genellikle organik polimer bir matriks içerisinde inorganik kısım (doldurucular), bağlantı ajanı, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler. Rezin simanlar kompozit restoratif rezine ve silan uygulanmış porselene kimyasal olarak bağlanabilirler. Ayrıca kumlanmış metal alaşımlarla da kuvvetli bağlantı oluştururlar (39, 74, 80).

Farklı substratlara bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük rezin simanlar, rezin kompozit/seramik/fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit inley, onley, lamina, kron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılırlar (39, 74, 80, 148).

İdeal bir rezin simanın özellikleri:

1. *In vitro* ve *in vivo* yüksek bağlanma gücü olmalı

2. Dentin kanalcıklarını tamamen örtmeli
3. Uzun vadede kendini kanıtlamış olmalı
4. Boşluk bırakmamalı, sızıntı oluşturmamalı ve nemli yüzeylere bağlanabilmeli
5. Biyolojik olarak uyumlu olmalı
6. 20µ'dan az film kalınlığı olmalı
7. Kimyasal olarak sertleşmeli veya hem kimyasal hem ışıkla sertleşmeli (dual cure)
8. Devamlı bir bağlanma sağlamalı
9. Çeşitli yüzeylere bağlanabilmeli (mine, dentin, sement, kompozit, porselen ve metal)
10. Klinik olarak manüplasyonu uygun olmalıdır (4).

Rezin simanlar optimum renk karakteristiklerine ve yüksek dayanıklılığa sahiptir (74, 80). Termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu kaynaklı kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet ise önemli dezavantajlarıdır (111, 148).

Günümüzde geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarından dolayı kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılmasında bu simanlar yerine bağlantı ajanlarıyla birlikte rezin simanlar kullanılmaktadır (2, 4, 30, 45, 69). Rezin simanların manüplasyonlarının güç oluşu kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Ancak manüplasyon tekniklerini zorlaştıran adeziv uygulamalarının tutuculuğu arttırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmakta olduğu bildirilmektedir (2, 14, 33).

Seramik restorasyonların yapıştırılmasında dentin bonding ajanların rezin siman ile birlikte kullanımının polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bildirilmektedir (111, 137). İnley restorasyonların uzun dönem klinik başarısı iyi bir marjinal uyum ve güçlü adeziv bağlantıya bağlıdır. Son yıllardaki çalışmalar rezin simanların mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır (111).

Seramik inleylerin çeşitli rezin siman ve adeziv ajan kombinasyonlarıyla birlikte yapıştırıldığı Sorensen ve Munksgaard' ın (137) çalışmasında; adeziv uygulanmasının dentin/siman/inley aralığında oluşan boşlukları %46-%93 oranları arasında azalttığı görülmüştür. Oluşan boşluğun azalma oranı adeziv ajan ve rezin simanın tipine göre değişmektedir. Hiçbir rezin siman-adeziv ajan kombinasyonu ara yüzdeki büzülmeden

kaynaklı boşlukları tamamen elimine edememiştir; ancak bazı adeziv ve rezin siman kombinasyonları boşluk büyüklüğünde önemli derecede azalmalar sağlamıştır.

Shortall ve ark.nın (132) seramik kronların yapıştırılmasında rezin simanlarla beraber adeziv ajan kullandıkları çalışmalarında mikrosızıntının azaldığını ve tutuculuğun arttığını bildirmişlerdir. Adeziv ajanların kullanımı ile rezin ile dentin arasında hermetik bir örtülme sağlanmakta, postoperatif hassasiyet önlenmekte ve adezyon güçlenmekte ve tutuculuk problemi de azalmaktadır (111).

Simanın dış yüzeyine bağlanabilmesi için yüzeyin pürüzlendirilip ıslatılması ve bağlantı ajanının uygulanması gereklidir. Dış yüzeyinin pürüzlendirilmesi için genellikle %37 ortofosforik asit, %10 maleik asit, %2.5 nitrik asit ya da %6 sitrik asit kullanılır (5, 120, 143).

Dış dokularının pürüzlendirilmesini takiben adezyonu arttırıcı “primer” ajanı uygulanır. Aseton ya da etanol gibi çözücülerde veya suda çözünmüş hidrofilik özellikteki bu ajanlar, asit uygulamasını takiben desteğini kaybeden kollojen ağ yapısının ıslanmasını sağlar. Primerlerin hidrofobik metakrilat grubu rezine bağlanırken reaktif hidrofilik grubu dış dokularına bağlantıyı sağlar (5, 120, 143).

Rezin simanların bağlantısı için daha sonra adeziv rezinin uygulanmasına geçilir. Adeziv rezinler çoğunlukla BIS-GMA ve UDMA içerirler. TEG-DMA ve HEMA gibi hidrofilik monomerlerle seyreltilerek viskoziteleri azaltılabilir. Adeziv bağlayıcı ajanlar, primerlerin metakrilat gruplarına bağlanarak dentin tübülleri içinde rezin uzantılarının oluşmasını sağlarlar. Böylece rezinin dentinin kollajen yapısına penetre olduğu hibrid tabakası oluşur (5, 120, 143).

Rezin simanların kimyasal, ışıkla ya da her iki şekilde (dual-cure) sertleşen tipleri mevcuttur (39). Kimyasal sertleşen tipleri iki pattan oluşur. Bir tüpte benzoil peroksit başlatıcı, diğesinde ise tersiyer amin aktivatör bulunur ve karıştırmayı takiben amin benzoil peroksitle reaksiyona girerken serbest radikaller oluşturur. Böylece polimerizasyon başlar (153). Işıkla sertleşenlerde ise ışığa duyarlı başlatıcılar ve amin aktivatörler içeren tek pasta bulunur ve optimum 468 nm dalga boyundaki ışığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Dual-cure sistemlerde iki sertleşme mekanizması birlikte kullanılır (5).

Rezin simanlar mekanik özellikleri en yüksek olan siman grubudur. Doldurucu içeriği ağırlığının %50-70'i cam ve silika partiküllerinden oluşur. Dolayısıyla baskı ve

gerilme dirençleri çok yüksektir. Çözünürlüğü en düşük olan yapıştırıcı simandır (5, 39, 47).

4.2.6. Self-Adeziv Rezin Simanlar

Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla kompozit rezin simanlar geliştirilmiştir. Ancak bu simanların kullanımından önce dentine pürüzlendirme işlemi yapılmasının ardından primer ve adezivlerin uygulanması, restorasyonların simante edilmesi için gereken süreyi arttırmasının yanı sıra, materyallerin çeşitliliği yapıştırma simanının maliyetini de yükseltmektedir (26, 32, 148).

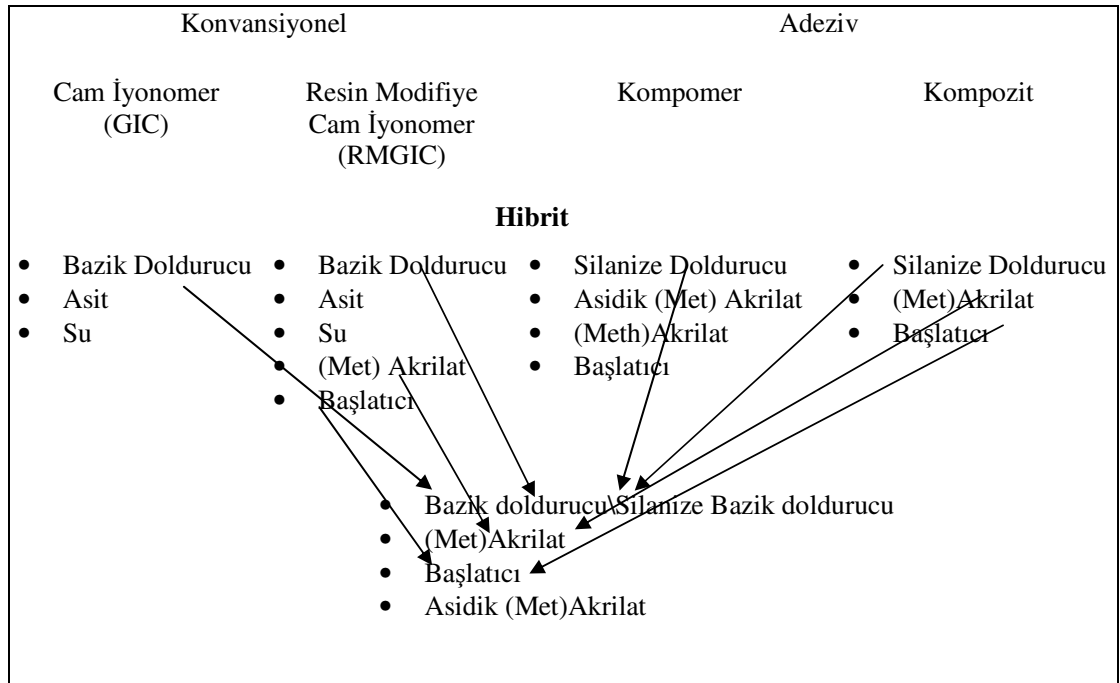
Son yıllarda piyasaya sürülen self-adeziv rezin simanların en büyük avantajı rezin simanlarının bu dezavantajını ortadan kaldırmak olmuştur. Self-adeziv rezin simanlar geleneksel simanların uygulanım kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi amaçlamıştır (122, 148).

Tablo 4. 6. Self-adeziv rezin siman ve diğer rezin simanların uygulama basamakları (148)

Self-adeziv simanların uygulama basamakları:	Diğer kompozit rezin simanların uygulama basamakları:
1. Geçici artıklarının temizlenmesi 2. Yıkama 3. Kurutma 4. Simanın karıştırılması 5. Simanın diş ve inley yüzeyine sürülmesi 6. İnleyn yerleştirilmesi 7. Artıkların temizlenmesi 8. Cila	1. Geçici artıklarının temizlenmesi 2. Yıkama 3. Kurutma 4. Asitleme 5. Durulama 6. Kurutma 7. Primer uygulaması 8. Primerin beklenmesi, kurutulması/ışıkla polimerizasyon 9. Adeziv ajan uygulaması 10. Işıkla polimerizasyon 11. Simanın karıştırılması 12. Simanın diş ve inley yüzeyine sürülmesi 13. İnleyn yerleştirilmesi 14. Artıkların temizlenmesi 15. Cila

Bu simanlarda simantasyon öncesinde diş dokusuna ön işlem yapılmaması nedeniyle uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi asit/primer ve adeziv uygulamalarında hekime bağlı olarak oluşabilecek teknik hataları elimine eder (32, 148) .

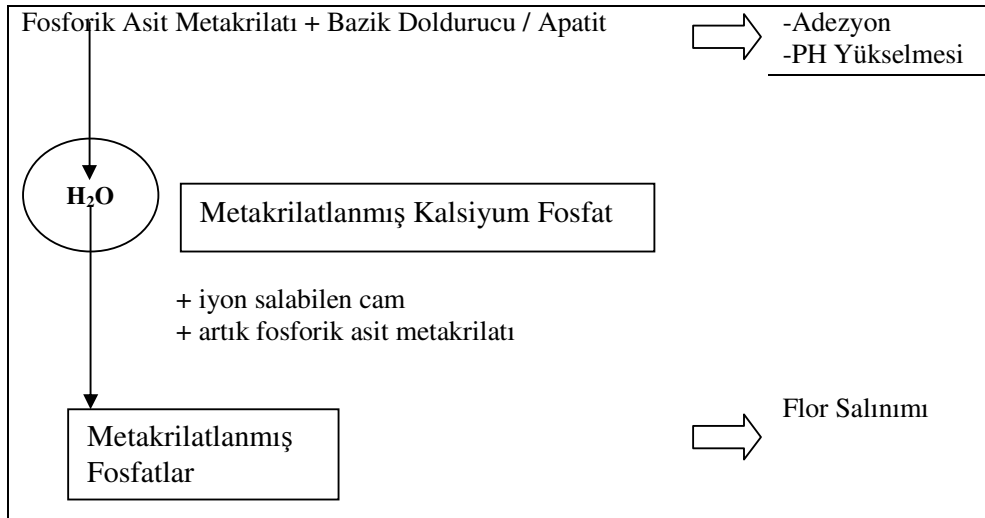
Self-adeziv resin simanlarda, tüm materyal tiplerinin farklı komponentlerinin başarıyla entegrasyonu sonucu geleneksel ve adeziv yapıştırma tekniklerinin avantajları bir araya getirilmiştir. Bu komponentlerin basitçe bir araya getirilmesi bu simanın oluşturulmasında yetersiz kalmıştır. Bu nedenle tamamen yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcı teknoloji oluşturulmuştur. Prensip olarak fosforlanmış metakrilatlar self-adezyon meydana getirebilirler. Fosforlanmış metakrilatların asidik yapısı diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır. Fakat yüksek mekanik direnç, estetik kalite ve minimum genleşmenin elde edilebilmesi ancak multifonksiyonel monomerler ve monomer sistemlerin optimum hale getirilmesiyle mümkündür. Bu özellik, indirekt seramik ve kompozit uygulamaları için temel şarttır (148).



Şekil 4.2. Tüm materyal sınıflarının avantajlarının birleştirilmesi için farklı komponentlerin bir araya getirilmesi

Tipik self-adeziv rezin siman monomerleri en az iki fosforik asit grubu ve her molekülde minimum 2 çift karbon bağı içerir. Bu durum, yüksek reaktivite ve sonucunda yüksek derecede matriks çapraz bağlanmasını sağlar. Yüksek derecede matriks çapraz bağlanması mükemmel mekanik özelliklerin elde edilmesi sonucunu getirir. Böylece ön işlem gerekmeksizin adeziv bağlanma özelliği sağlanır ve sistemin uzun dönem stabilitesi artmış olur (32).

Başlangıçtaki asidik sistemin uzun dönem stabilitesinin sağlanması için aşırı hidrolizin önlenmesine yönelik olarak sertleşme sırasında nötralizasyonun olması gereklidir. Bu amaç, cam iyonomer teknolojisine konseptinin kullanılmasıyla sağlanır. Asidik fonksiyoneller çözünabilir florid tuzlarından çok alkaline doldurucu moleküllerle nötrale olarak pH'nın artmasına ve flor iyonlarının salınımına yol açar (148).



Şekil 4.3. Self-adeziv siman reaksiyonları

Dental teknolojilerde kimyasal polimerizasyon için kullanılan hemen hemen tüm reaksiyonu başlatıcı sistemlerdeki temel aminlerde asidik ortamda uyumsuzluk ortaya çıkar. Bu problem özellikle self-etching sistemlerde görülür. Self-adeziv dual cure siman geliştirebilmek için bu nedenle tamamen yeni bir başlatıcı sistem keşfetmek gerekmektedir. Bu konudaki beklentiler hem ışıkla sertleşme hem de kendiliğinden sertleşme yönündedir. Geniş pH aralığında polimerize olabilme ve nem toleransı da arzu edilen kritik özelliklerdir. Monomer matriksin yüksek derecede çapraz bağlantısı uzun

dönem stabilite ve adezyonun uzun sürmesi için çok önemli bir şarttır. Bu amaçlara bu simanlarda ulaşılmıştır (148).

Self-adeziv rezin siman ; bazik tuzlarla ve diş apatiti ile fosforik asitle modifiye olan fonksiyonel gruplar yoluyla reaksiyon yapar. Bu aşama hidrofilikliğı arttırır ve nem toleransı ile simanın dişe adaptasyonunu geliştirir. Neme tolerans, rutin uygulamalarda subgingival vakalarda önemli bir avantajdır. İyon salan doldurucularla simanın reaksiyonu esnasında ve asidik fonksiyonel gruplarla olan reaksiyonda su tekrar kullanılır. Bu durum, simana hidrofobik matrikse dönüşüm ve flor iyonu salınımı şeklinde iki farklı avantajın eklenmesini sağlar (32, 148).

Self-adeziv rezin simanlar hibrit sistemlerle karşılaştırılacak olursa; rezin modifiye cam iyonomer sistemler bazen sertleştikten sonra bile su varlığında hidrofilik monomerlerin kullanımı ile hala hidrofilik kalabilirler. Bu özellik su varlığında genleşme gibi bir dezavantaj oluşturur. Buna ek olarak bu sistemlerde kullanılan monomerler daha az çapraz bağlanma yaptıklarından daha küçük polimerik ürünler meydana getirirler. Kompomerlerde ise yüksek derecede çapraz bağlanma gerçekleşse de poliasidin cam doldurucularla reaksiyonu inhibe olur ve tam nötralizasyon kısıtlanır ve uzun dönemde hidrolitik proseslere yakınlık artar. Bu sakıncalar self-adeziv simanda kullanılan son kimyasal stratejilerle elimine edilmiştir (32, 148).

Diş yüzeyindeki kalsiyum iyonları ve self-adeziv simandaki fosforik asit metakrilatları arasında cam iyonomerlerdeki gibi bir kompleks reaksiyonu meydana geldiği düşünülmektedir. Fosforik asidin dentini hafifçe asitlemesi de mümkündür. Nötralizasyon sırasında açığa çıkan su simanın diş yüzeyini ıslatmasını sağlayabilmektedir. Rezin monomerin smear tabakaya inter difüzyonu da bağlanmayı güçlendirebilmektedir. Bu varsayımlara dayanarak dentinin asitlendirilmesinden bağlanmayı olumsuz etkileyeceği için self-adeziv rezin simanın kullanımında kaçınılması gerektiği vurgulanmaktadır (122).

Self-adeziv rezin simanların seramik ve kompozit inley-onleylerin, tam seramik kronların, laminaların, metal destekli kron ya da köprülerin, metal postların, vidaların ve fiber postların simantasyonu şeklinde geniş endikasyonları vardır. Bu simanlara metal yüzeyleri gibi farklı substratlara yapışabilmelerinden dolayı 'self-adeziv universal siman' denilir (12, 32, 148).

Piyasada iki pattan oluşan otomiks şırınga veya kapsül formunda bulunmaktadır (60, 148). Kapsül formları özel delici aparatı ile aktive edildikten sonra sentrifüj yapan karıştırıcıda karıştırılarak uygulayıcı ile uygulanırlar. Bu simanlarda inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça %72 civarında olup ve partikül büyüklüğü 9.5µm'ye yakındır. Simanın rengini doldurucu partikülün rengi belirler ve çeşitli renk seçenekleri mevcuttur (148).

Self-adeziv rezin simanların kullanımında ; diş dokusunun fosforik asitle pürüzlendirilmemesi, demineralizasyon bölgesi ve penetrasyon derinliğinin aynı olmasından dolayı nanoleakage olmaması, smear tabakanın kaldırılmaması, dentin tubullerinin açılmaması, dentin tubullerinden sızacak düşük moleküler ağırlıkta asitlerin olmaması ve tek aşama olması ile çabuk ve kolay uygulama yapılması avantajlarından ötürü post operatif hassasiyet ihtimalinin azalacağı firmalarca bildirilmiştir. Ancak yine de bu konuda uzun dönemli klinik takipleri içeren daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır (12, 32, 148).

4.3. Adezyon

Adezyon birbiri ile temasta olan materyallerin ayırıcı kuvvetlere karşı direnç gösteren bağlantısı olarak tanımlanır (62). İki materyal çok sıkı temasa getirildiğinde birinin molekülleri diğerine doğru çekilmekte ve bağlanmaktadır. Bu çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında olursa adezyon; benzer moleküller arasında olursa kohezyon olarak tanımlanır. Adeziv, materyallerin adezyonunu sağlayan genelde likit şeklindeki yapıdır. Aderent ise adeziv aracılığı ile bağlanılan genellikle katı olan yüzeydir (120).

Adezyonun gerçekleşmesi için iki materyalin ara yüzeyinde çekim oluşması gerekmektedir. Adezivin aderent (mine ve/veya dentin) yüzeyini etkili bir şekilde ıslatabilmesi için adezivin yüzey geriliminin aderentin serbest yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Yüzey temas açısı adeziv ve aderent ara yüzeyinde oluşur ve iki yapının moleküler çekimi arttıkça açı azalır ve adeziv materyal katı yüzeyine o oranda adapte olur. Yüzey kontaminasyonu enerjiyi düşürerek yüzey temas açısını arttırmaktadır (34, 62).

Adezyon kimyasal, fiziksel ya da mekanik şekillerde gerçekleşebilir (34, 120). Kimyasal bağlanma farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan iyonik, kovalent

veya hidrojen bağlar ile gerçekleşir. Fiziksel bağlanma ise Van der Waal's kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon pürüzlü yüzeyler arasında meydana gelen kilitlenmeye dayanan güçlü bir adezyon tipidir (155). Diş hekimliğinde diş yapılarında elde edilen bağlanma en çok mekanik yolla gerçekleşmekte olup diğer bağlanma çeşitlerinin katkısı ise sınırlıdır (34, 120, 143).

Adeziv restoratif dişhekimliğinde ilk adım 1955 yılında Buonocore'un asitlenmiş minedeki pürüzlü alanlara yayılan rezinin güçlü bir mikromekanik bağlanma oluşturduğunu göstermesiyle atılmıştır. Ancak asidin klinik uygulanımı 1962 yılında Bowen tarafından BIS-GMA yapısının bulunarak kompozit rezinlerin geliştirilmesinden sonra gerçekleştirilmiştir. Diş dokusuna ilk kimyasal adezyon Smith tarafından sağlanmış ve 1960'ların sonlarında çinkopolikarboksilat siman diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilen ilk materyal olarak piyasaya çıkarılmıştır. Bunu takiben cam iyonomer simanlar ve adeziv sistemler formüle edilmiştir. Hidrofobik rezinin dentine bağlanması ise Nakabayashi'nin çalışmalarıyla gerçekleştirilmiştir (6, 34, 151).

Mine yüzeyine asit uygulanarak mineye başarılı adezyon sağlanmasıyla tam seramik, kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonların kullanım alanı oldukça gelişmiştir (62).

4.3.1. Mine Adezyonu

Mine yüzeyine asit uygulandığında, düzgün ve cilalı mine yüzeyleri, yüzey enerjisi yüksek düzensiz yüzeylere dönüşmektedir (34). Bu uygulamayla mine yüzeyinden 10µm'lik bir kısım uzaklaştırılırken 5-50 µm derinlikte mikropöröz bir tabaka oluşur ve yüzey alanı 10-20 kat arttırılmış olur. Uygulanan adeziv bu yüzeylere penetre olmakta adeziv içerisindeki monomerler polimerize olup adeziv ile mine yüzeyi arasında mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır (120). Mine yüzeyi içerisinde oluşan rezin uzantıları rezin ile mine arasında oluşan adezyonun temel mekanizmasıdır (34, 120, 143, 145).

Pürüzlendirilmiş minenin çeşitleri 3 gruba ayrılarak sınıflandırılmıştır.

Tip I: En sık rastlanılan mine prizmalarının korlalarının çözünürken periferel bölge bütünlüğünün korunduğu çeşittir.

Tip II: Periferel bölge çözünürken prizma korlalarının bütün halinde kaldığı çeşittir.

Tip III: prizmatik yapıya bağlı kalmaksızın diğer çeşitlere benzemeyen çözünmenin gerçekleştiği çeşittir (34, 120, 143).

4.3.2. Dentin Adezyonu

Dentinin karmaşık histolojik yapısı ve içeriğindeki çeşitlilik dentine bağlanmayı güçleştirmektedir. Dentinin yapısıyla ilgili dentine bağlanmayı zorlaştıran faktörler:

1. Minenin inorganik hidroksiapatit içeriği hacimce % 92 oranında iken dentinde bu oran % 45'tir.

2. Minedeki kollojen yapı hacimce % 6 iken dentinde %30-40 arasındadır. Minede düzenli biçimde dizilen hidroksiapatit kristalleri de dentinin organik matriksi içinde yer almıştır.

3. Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Tübüller oldukça düzensizdir. Her tübül peritübüler dentin denilen hipermineralize dentinle çevrelenmiştir. Tübüller arasında intertübüler dentin denilen daha az mineralize dentin yer alır. Tübül sayısı pulpadan uzaklaştıkça azalır. Dentinin derinliğine bağlı olarak tübüllerin sayı ve çapları değişiklik gösterdiğinden dentin geçirgenliği lokalizasyona göre çeşitlilik gösterir. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az olduğundan bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır (34, 93).

4. Dentin pulpal dokularla ilişki içindedir. Pulpadan mine-dentin sınırına uzanan tübüller sıvı içerirler. Odontoblastik yapılarda pulpadan tübülün içine doğru uzanırlar. Tübüller içindeki sıvı, pulpadan dışa doğru bir basınca sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup rezinin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur. Hidrofobik yapıda resin bu sıvının varlığından olumsuz etkilenir (34, 120).

5. Preparasyon sırasında açığa çıkan dentin talaşları dentin tübüllerinin ağzını tıkar. Smear tabakası olarak adlandırılan bu tabaka yaklaşık 0.5- 5.0 µm kalınlığındadır. Bu tabaka dentinin geçirgenliğini azaltarak difüzyonu önler. Rezinin dentine bağlanabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması ya da modifiye edilmesi gerekir (145).

Dentin yüzeylerini adeziv ajanların bağlanabileceği uygun şekle getirebilmek amacıyla kimyasal, mekanik veya termal yöntemler kullanılabilmektedir. Kimyasal yöntem olarak asit veya şelasyon yapan ajanlar kullanılırken mekanik yöntem olarak air abrazyon ve termal yöntem olarak lazer uygulamaları yapılmaktadır (34, 120, 143).

4.3.3. Modern Adeziv Sistemler

Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması:

A. Üretim tarihlerine göre (34)

1. Kuşak: 1980 öncesi
2. Kuşak: 1980'li yıllar
3. Kuşak : 1980'lerin sonrası
4. Kuşak: 1990'lı yıllar
5. Kuşak: 1990'lı yıllar
6. Kuşak: Son yıllarda üretilenler

B. Klinik Kullanım Aşamalarına Göre (62,63)

1. Tek aşamalı(all-in-one)
2. İki aşamalı
3. Üç aşamalı(konvansiyonel)

Bu sınıflandırma daha sonra Hewlett (66) tarafından modifiye edilerek total-etch ve self-etch olmak üzere alt gruplara ayrılmıştır.

C. Uygulama şekillerine göre (34)

1. Smear tabakası üzerine uygulananlar
2. Smear tabakası modifiye edilerek uygulananlar
3. Smear tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar

D. Dentine bağlanma dayanıklılık değerlerine göre (34)

1. Kuşak: 2-6 MPa
2. Kuşak: 1-10 MPa
3. Kuşak: 10-14 MPa
4. Kuşak: 18-20 MPa
5. Kuşak: 30 MPa

4.3.4. Adeziv Sistemlerin Gelişimi

Dış hekimliğinde polimer yapıli adezivlerin kullanılması 1955'de Buonocore'un mineyi pürüzlendirmesi yöntemini ortaya atmasıyla başlamıştır. Rezin monomerlerin pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde oluşan mikroboşlukları doldurması sonucu elde edilen mikromekanik bağlanma kavite preparasyonunda klasik Black prensiplerinin geçerliliğini yitirmesini ve ultrakonservatif tedavi konseptinin gelişerek sealant gibi

uygulamalarla çürükten korunmanın gündeme gelmesini ve diş rengi estetik materyallerin hızla geliştirilmelerini sağlamıştır (82, 125).

1. Kuşak Adeziv Sistemler: 1965’de diş hekimliğinin hizmetine sunulmuştur. Buonocore, mineye yaptığı hidroklorik asit ile asitleme ve GPDM (gliserofosforikasit dimetakrilat) rezin uygulaması işlemlerini dentine de uygulamış ancak bağlanma dayanıklılığı 2-3 MPa bulunmuştur. GPDM rezin bağlarının su varlığında hidrolize olduğu görülmüştür. Daha sonraki yıllarda dentindeki kalsiyum ile rezin şelasyonunun bağlantı dayanıklılığını arttıracak düşünülerek NPG-GMA (N-fenilglisin-glisidilmetakrilat) geliştirilmiştir. Ancak bu sistem de 3 MPa ’ın üzerine çıkamamıştır (34).

2. Kuşak Adeziv Sistemler: 1. kuşak adeziv ajanların ardından dentin dokusunun asitlenmediği; rezin bağlantısını smear tabakası üzerinde gerçekleştiren; metakrilat yerine BIS-GMA içeren adeziv ajanlar geliştirilmiştir. Bu sistemde bağlantı 5-6 MPa ile sınırlı kalmıştır. Tükürük veya dentinin kendi nemiyle gerçekleşen hidroliz nedeniyle ortaya çıkan marjinal sızıntı da önlenememiştir (34, 156).

3. Kuşak Adeziv Sistemler: Adeziv sistemlerin yapısına suda çözünebilen gluteraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollojenlerinin amino grupları ile de bağlanma sağlanabilmiştir. Çok basamaklı uygulamalar içermesiyle karakterize olan 3. kuşak adeziv sistemlerinde ilk önce dentine asitleme işlemi yapılır. Kullanılan asitler smear tabakasını kaldırır veya modifiye eder. Daha sonra primer ve adeziv uygulanır. Ancak, bu sistemin de daha öncekiler gibi hidrofobik karakterde olması nedeniyle asitlenerek açılmış dentin kanalları içerisine rezinin penetrasyonu tam gerçekleşmediğinden dentine bağlanma değerleri artmamıştır. Bu sistemin dentin marjindeki mikrosızıntıyı azaltmada önceki sistemlere göre daha etkili olduğu fakat mikrosızıntıyı tamamen önleyemediği görülmüştür (34).

4. Kuşak Adeziv Sistemler: Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanır:

- 1) Demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabaka oluşması
- 2) Asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller içinde rezin uzantılarının (rezin tag) oluşması
- 3) Dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesi (111, 120).

Dördüncü kuşaktaki adeziv ajanlar üç ya da iki basamakta uygulanırlar .

Üç basamaklı uygulamalar: dentin conditioner, dentin primer ve adeziv ajan şeklinde **(total-etching sistemler)**; iki basamaklı uygulamalar ise: self-etching primer ve adeziv

ajan (**self-etching sistemler**) şeklindedir. Bu sistemlerle 18-20 MPa'a ulaşan değerler elde edilmiştir (62).

5. Kuşak Adeziv Sistemler: 4. kuşaktaki zor ve karışık uygulama işlemlerinin hızlandırılması amaçlanarak oluşturulmuştur. Primer ile adeziv veya primer ile conditioner tek şişede toplanmıştır. Bu tür adezivlerin yapılarında BIS-GMA, BPDm (bisfenildimetakrilat), HEMA ile ışıkla polimerizasyon sağlayan ajanlar bulunur ve hidrofilitesi daha fazladır. 5. kuşak adeziv sistemlerde bağlanma dayanıklılığı 30 MPa değerine ulaşmıştır (34, 62).

6. Kuşak Adeziv Sistemler: Mine ve dentinin aynı anda asitle pürüzlendirilmesi (total-etch) prensibine dayanan 4.ve 5. kuşak sistemlerden sonra klinik uygulamayı hızlandıran self-etch adezivler oluşturulmuştur (34, 62, 120). Tek aşamalı (self-etch adeziv) ya da iki aşamalı (self-etch primer) şeklinde olabilen bu sistemlerde asit uygulamasının olmaması hekime kolaylık sağlar. Etki mekanizması smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek dentine penetrasyon şeklindedir. Yüzeydeki smear tabakasının kalınlığının fazla olması bağlantının 4. ve 5. kuşak sistemlere göre daha düşük olmasına yol açar (120).

Günümüzde; modern dentin adezivler ile smear tabakası ilişkisini öne çıkaran 3 adezyon stratejisi kullanılmaktadır.

1. Smear tabakasını modifiye eden ve bağlanmada onunla işbirliği yapan adezyon stratejisi:

Modifiye smear tabakasının doğal bir pulpa bariyeri rolü üstleneceği, pulpayı bakteri geçişine karşı koruyacağı ve bağlanmayı zayıflatabilecek pulpa sıvısının dışarı doğru akışını sınırlayacağı düşünülmüştür. Ancak bu tip adezivlerin rezin penetrasyonu dentin yüzeyi ile sınırlıdır.

2. Tümüyle smear tabakasını uzaklaştıran ve aynı zamanda altındaki dentin yüzeyini demineralize eden adezyon stratejisi:

Mine ve dentin dokularına uygulanan asit ile smear tabakası uzaklaştırılarak, rezin uzantıları (rezin tag) ve hibrit tabaka oluşumu ile etkili bir tutunma sağlanmaktadır. Oldukça hassas ve komplike bir uygulama tekniği gerektiren bu konseptte yer alan total-etch adezivler klinik uygulamalardaki aşamalara göre 3 ve 2 aşamalı total-etch adezivler olarak gruplandırılmaktadırlar.

3. Smear tabakasını çözen ve altındaki dentini yüzeyel olarak demineralize eden adezyon stratejisi:

Bu konseptte 'self-etching primer'lerin kullanımı ile kısmen smear tabakasının ve altındaki dentin dokusunun demineralizasyonu ile bağlanmanın sağlanması amaçlanmıştır. Bu konseptte uygun olarak etki gösteren self-etch adezivler de klinik uygulamalarındaki aşamalara göre 2 ve tek aşamalı self-etch adezivler olarak gruplandırılmaktadırlar (62, 63).

Adeziv ajanlarda son 10 yılda önemli gelişmeler olmuştur. Bu durum sistemlerin kronolojik gelişmeye göre sınıflama fikrini ortaya çıkarsa da bazı yazarlar bu materyallerin uygulama basamağı sayısına göre sınıflandırılmasını daha doğru bulmaktadırlar (151):

Üç Aşamalı (Geleneksel) Sistemler

Bu sistemlerde asitleme, primer ve adeziv ajan uygulamaları ayrı aşamalarda gerçekleştirilmektedir. 'Üç aşamalı total-etch sistem' olarak da adlandırılırlar. Bu gruptaki materyaller ilk geliştirilen ajanlar olmalarına rağmen günümüzde kullanımları devam etmektedir. Üç uygulama aşaması içermesi teknik hassasiyet gerektirir (34).

Total etch terimi; hem mine hem dentin dokusunun aynı asitle farklı sürelerde pürüzlendirilmesi demektir. Mine ve dentin yüzeyine fosforik, maleik, sitrik, nitrik asit gibi asitlerin uygulanması, smear tabakasının kısmen ya da tamamen uzaklaştırılarak smear altında olan dentin tabakasının da demineralize olmasına, dentin kanallarının açılmasına, kollojen fibrillerin açığa çıkarılmasına ve intertübüler dentinin pörözitesinin artmasına neden olur. Kullanılan asidin tipine, uygulanma süresine, konsantrasyonuna, pH derecesine göre dentin dokusunda oluşan demineralizasyonun derinliği 7.5 µm'a kadar çıkabilir. Asit içerisinde silika gibi kalınlaştırıcı partikül olup olmaması asidin osmalitesi ve viskozitesi de asit uygulamasının neden olduğu demineralizasyonun derinliğinde rol oynar (34, 120). Gerek dentin yüzeyinden ve nemli kollojen ağından fazla kalmış suyu çıkarabilmek ve böylelikle monomerin kalın kollojen ağındaki nano boşluklara doğru infiltrasyonunu desteklemek gerekse dentin dokusunun yüzey enerjisini arttırarak adezyonun gerçekleşmesini sağlamak amacı ile üç aşamalı total-etch adeziv sistemlerin klinik uygulamalarının 2. aşamasında primer uygulanır. İçerisinde HEMA, NPG-GMA, PENTA gibi farklı komponentler bulunan primerlerin yüzeye uygulanmalarını ve yapılarındaki çözücünün uçmasını takiben ince bir katman halinde

yüzeye bağlandıkları, dentin sıvısındaki proteinlerin çökmesini ve denatürasyonunu indükleyerek dentin geçirgenliğini ve dentin sıvısının dışarı doğru hareketini azaltabildikleri ve böylece de dentin duyarlılığının klinik semptomlarını daha az indirgeyebildikleri bildirilmiştir. Üç aşamalı geleneksel sistemlerin klinik uygulamalarının 3. basamağını adeziv ajan uygulaması oluşturur. Sistemde yeralan adeziv ajan hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlar ve dentin kanalları ve lateral dallarının içerisinde rezin uzantılarının oluşumuna olanak verir (34, 62).

İki Aşamalı Sistemler

Bu sistemler, primerle adezivin birleştirilmesiyle oluşan ‘**tek şişe (single bottle)**’ sistem ve asitle primerin birleştirilmesiyle oluşturulan ‘**self-etching primer**’ olarak iki alt grupta incelenirler. Tek şişe sistemler ‘**iki aşamalı total-etch sistemler**’ olarak da anılırlar (63).

İki aşamalı total-etch dentin adezivler 3 aşamalı sistemlerin ana özelliklerine sahiptir. Bir aşamanın azalması ile uygulamalarının daha basit olabilmesi, devamlı ve stabil bir yapıya sahip olmaları, çözücü buharlaşmasının kontrol edilebilmesi, adeziv içine partikül ilave edilebilmesi gibi avantajlara da sahiptirler. Ancak çok ince tabaka uygulama veya dentinin çok kuru ya da çok nemli bırakılması riskinin olması teknik hassasiyetinin artmasına neden olmaktadır. Söz konusu riskler bu adezivlerin dezavantajlarını oluşturmaktadır (62, 63).

İki aşamalı **self-etch** primerlerde asit uygulaması aşamasının olmaması nedeniyle bağlanmaya hazırlanan yüzeylerde su ile yıkama işlemine gerek duyulmaması ve sadece hafif bir hava ile kurutulmaları klinik uygulamalara büyük kolaylık getirmiştir. Su ile yıkama gereğinin olmaması özellikle asit uygulaması sonrası yüzeyin fazla kurutularak açığa çıkmış kollojen yapıda olabilecek çökme veya yine yüzeyin sağlıklı bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riskini azaltmaktadır. Bu nedenle geleneksel üç aşamalı sistem ya da tek şişe sistemlere göre daha az teknik hassasiyet gerektirirler. Bu sistemin dezavantajı ise minenin yeterli derinlikte asitlenememesidir (7, 52).

Tek Aşamalı (One-bottle -All-in-one) Sistemler

Dentin adezivleri içerisinde en basit uygulaması olan tüm aşamaların tek uygulamaya indirgendiği sistemdir (7, 52, 72). Demineralizasyon şekli self-etching primerli sistemlerdeki gibidir. Bu sistemler en son geliştirilen sistemler olduğundan uzun dönemli klinik bulguları henüz yoktur ve başarıları konusunda farklı sonuçlar

mevcuttur. Tek aşamalı sistemlerin tek doz paketlenebilme imkanı materyallerin devamlı ve stabil yapıda kalmalarına çözücünün buharlaşmasının kontrolünü ve materyallerin hijyenik uygulanmalarını sağlar (52, 63).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1.GEREÇ

5.1.1. Dişlerin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

Soğuk akril, Panacryl (Arma, İstanbul, Türkiye)

Frez (Komet, Lemgo, Almanya)

W&H Trend aerotor (W&H, Bürmoos, Avusturya)

5.1.2. Estenia Seromer Bloklarının Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

Teflon kalıp

Paslanmaz çelik kalıp

Estenia Seromer Materyali (Kuraray Dental, Osaka, Japonya)

Estenia Air Barrier Gel, hava yalıtımı sağlayıcı jel (Kuraray Dental, Osaka, Japonya)

Estenia Restoratif Sistemi Polimerizasyon Cihazı, CS-110 Light and Heat Curing Unit
(Kuraray Dental, Osaka, Japonya)

Kumlama cihazı, Topstar Z3 (Bego, Bremen, Almanya)

Aluminyumoksit tozu, Korox (Bego, Bremen, Almanya)

5.1.3. Total-etch Adeziv Sistem Uygulamasında Kullanılan Gereçler

%37 Fosforik asit , Phosphoric Acid Etching Gel (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

5. Jenerasyon adeziv ajan, Bond-1 Primer/Adhesive (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

Işıkla polimerizasyon cihazı, Bluephase C5 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.4. Self-etch Adeziv Sistem Uygulamasında Kullanılan Gereçler

Self-Etch Primer, Nano-Bond Self-Etch Primer (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

6. Jenerasyon adeziv ajan, Nano-Bond Adhesive (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

Işıkla polimerizasyon cihazı, Bluephase C5 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.5. Direkt Kompozit Rezin Uygulamasında Kullanılan Gereçler

Posterior kompozit materyali, Alert Condensable (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

Kompozit kondenser el aleti (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

Işıklı polimerizasyon cihazı, Bluephase C5 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.6. Seromer Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Gereçler

Rezin Siman, Cement-It Resin Based Dental Luting Material (Jeneric Pentron, Wallingford, A.B.D.)

Rely X Unicem Self-Adhesive Cement (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

RotoMix rotasyonel kapsül karıştırma cihazı (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

Maxcem Self-Adhesive Resin Cement (Kerr, Orange, A.B.D.)

Embrace Wet Bond Self-Adhesive Resin Cement (Pulpdent, Watertown, A.B.D.)

Işıklı polimerizasyon cihazı, Bluephase C5 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.7. Çekme ve Makaslama Testlerinin Uygulanması

Üniversal test cihazı, Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Almanya)

5.1.8. SEM İncelemesinin Yapılması

Altın kaplama cihazı (BioRad- SC 502, Fison, İngiltere)

SEM cihazı (Jeol JSM-5200, Tokyo, Japonya)

5.2. YÖNTEM

Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlantısının incelenmesi konulu çalışma sırasıyla doğal dişlerin toplanması, dişlerin hazırlanması, seromer restorasyonların hazırlanması, direkt kompozit rezin restorasyonların uygulanması, seromer restorasyonların simantasyonu, çekme ve makaslama testlerinin uygulanması, SEM incelemelerinin yapılması ve sonuçların istatistiksel analizinin yapılması aşamalarıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada seromer restorasyonların hazırlanması M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi ARGE biriminde, diş ve restorasyonların hazırlanarak simantasyonu M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğinde, çekme ve makaslama testlerinin uygulanması M.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Metal Eğitimi Bölümü Polimer Test Laboratuvarında, SEM incelemeleri ise M.Ü. Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Laboratuvarında yapılmıştır.

5.2.1. Doğal Dişlerin Toplanması

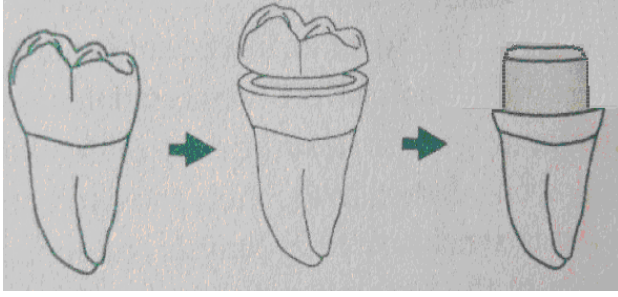
Çalışmada 140 adet maksiller ve mandibuler 3. büyük azı dişleri kullanılmıştır. Bu dişler son 3 ay içerisinde 20-40 yaş arası bireylerden çekilen üzerinde herhangi bir defekt görülmeyen, çürük lezyonu ve restorasyonu bulunmayan dişler olarak seçilmiştir. Dişler üzerlerindeki birikintiler temizlendikten sonra distile su içerisinde saklanmıştır.

5.2.2. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmaya alınan 140 diş çekme ve makaslama testleri uygulamaları için kullanılacak olan düzeneklere uygun şekilde 2x2x2cm ebatlarında plastik kalıplar içerisinde servikal seviyelerinden 2mm yukarıda olacak şekilde otopolimerize akrile (Panacryl, Arma, İstanbul, Türkiye) gömülmüştür. Tüm dişlerin okluzal yüzeyleri hava-su soğutması altında yüksek devirde 10 numaralı elmas fissür frez (Komet, Lemgo, Almanya) kullanılarak mine dokusu tamamen uzaklaşmaya kadar aşındırılmıştır. Mine dokusu kaldırıldıktan sonra dişler üzerine 1mm çapındaki diğer bir elmas fissür frezle

mesiodistal ve bukkolingual yönde frez çapı derinliğinde rehber oluklar açılmıştır. Standart derinliğe inebilmek amacıyla açılan bu oluklar birleştirilerek düz bir dentin yüzeyi elde edilmiştir. Her 5 dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir.

Çekme ve makaslama testlerinin uygulanabilmesi için restorasyonların dentin yüzeyleri üzerinde tabana dik bir şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. Restorasyonların bu şekilde konumlandırılabilmesi amacıyla hazırlanan dentin yüzeylerinin akril blokların tabanı ile paralel olmasına dikkat edilmiştir.

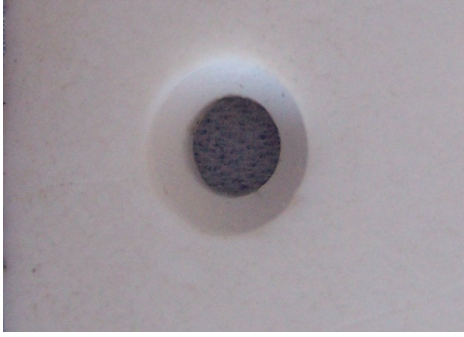
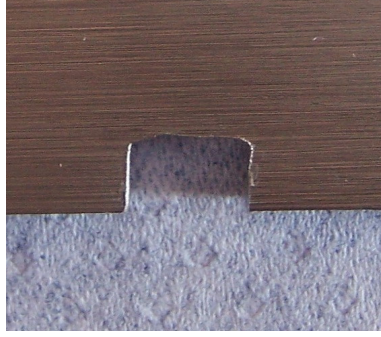
	
Şekil 5.1. Düz dentin yüzeyinin hazırlanması ve restorasyonun uygulanması	Resim 5.1. Hazırlanmış dentin yüzeyi

Restoratif materyallerin uygulandığı dentin yüzeyleri bu şekilde hazırlandıktan sonra dişler her grupta 10 diş olan 14 gruba ayrılmıştır. İlk 7 gruba çekme testine; diğer 7 gruba ise makaslama testine alınmak üzere restorasyonlar yapılmıştır. Çalışmada yer alan gruplar ve uygulanan restorasyonlar şekil 5.2’de gösterilmiştir.

5.2.3. Seromer Bloklarının Hazırlanması

Çalışmada çekme testleri uygulanacak örnekler üzerine yerleştirilen tüm restorasyonlar 2mm yüksekliğinde ve 5mm çapında bir silindirin merkezine yerleştirilen 4mm yükseklik ve 4mm çapındaki bir silindirin birleşimi şeklinde restorasyonlardır. Bu restorasyonlar 6mm kalınlığındaki özel olarak hazırlanmış teflon kalıp içerisinde yapılmıştır. Teflon tabakanın üst tarafından itibaren 4mm derinlikte ve 4 mm çapında bir delik açılmıştır. Restorasyonun dentin yüzeyine bakan yüzeyinin daha

geniş tutulabilmesi için bu delik 4mm derinlikten itibaren tabana doğru olan 2mm'lik kısımda çapı en altta 5mm'ye ulaşacak şekilde genişletilmiştir. Restorasyonların bu şekilde oluşturulmasının amacı; restorasyon üst kısmının test cihazının 4mm çapındaki tutucusu ile uyumlu olurken dentine bağlantı alanının tüm dentin yüzeyini kaplayabilmesidir.

	
Resim 5.2. Çekme testi örneklerinin hazırlandığı teflon kalıp	Resim 5.3. Makaslama testi örneklerinin hazırlandığı paslanmaz çelik kalıp

Makaslama testi uygulanan örneklerdeki restorasyonların hazırlanmasında ise restorasyonun deforme olmadan çıkarılabilmesi için bir kenarı açık bırakılarak 5 mm-4 mm ebatlarında dikdörtgen şeklinde boşluk açılmış 4mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıp kullanılmıştır. Bu kalıpla 4x5x4mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde restorasyonlar elde edilmesi amaçlanmıştır.

Kalıplar elde edildikten sonra seromer materyali Estenia (Kuraray Dental, Osaka, Japonya) el aleti ile kalıp içerisine kalıbın yarısını dolduracak şekilde yerleştirildi. Bu ilk tabakanın polimerizasyonu Estenia Restoratif Sistemine ait ışıkla ve ısıyla polimerizasyon yapan özel polimerizasyon cihazının (CS-110 Light and Heat Curing Unit, Kuraray Dental, Osaka, Japonya) fotopolimerizasyon ünitesinde 180 sn süre ile gerçekleştirildi. İkinci tabaka, ışıkla polimerize edilen ilk tabakanın üzerine yerleştirilip kondanse edildikten sonra aynı şekilde ışıkla polimerizasyonu yapıldı. Işıkla polimerizasyonu takiben kalıptan çıkarılan restorasyonlar üzerine fırça yardımıyla hava

yalıtıcı jel (Estenia Air Barrier Gel , Kuraray Dental, Osaka, Japonya) sürülerek ısı ünitesinde 160 °C’de 15 dk süreyle son polimerizasyonları tamamlandı.

	
Resim 5.4. Estenia Restoratif Sistemi	Resim 5.5. Estenia Restoratif Sistemi polimerizasyon cihazı

	
Resim 5.6. Estenia hava yalıtıcı jel	Resim 5.7. Estenia restoratif seromer materyali

	
Resim 5.8. Çekme testi için hazırlanan seromer bloğu	Resim 5.9. Makaslama testi için hazırlanan seromer bloğu

5.2.4. Seromer Restorasyonların Pürüzlendirilmesi

Seromer restorasyonların dentine yapıştırılacak olan yüzeyleri Topstar Z3 (Bego, Bremen, Almanya) kumlama cihazında 50µm'lik aluminyumoksit tozu (Korox, Bego, Bremen, Almanya) ile 2 atm basınç altında kumlanarak pürüzlendirilmiştir.

	
Resim 5.10. Kumlama cihazı	Resim 5.11. Seromer blokların kumlanması

5.2.5. Çekme Testi Uygulanan Örneklerin Hazırlanması

5.2.5.1. Total-Etch Adeziv Sistem ile Birlikte Kompozit Rezin Restorasyon Uygulaması

Birinci gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeylerine 15sn süreyle %37'lik fosforik asit (Jeneric Pentron, Wallington, A.B.D.) uygulanmıştır. Asit, yüzeyin 20 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkanmasıyla uzaklaştırılmıştır. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda hava şiringasının ucu örnekten yaklaşık 6cm yukarıda tutularak dentin yüzeyinin aşırı kurutulmamasına dikkat edilerek 10sn süreyle hava sıkılarak kurutulmuştur. Asitle pürüzlendirme işleminin ardından Bond-1 adeziv ajanın uygulamasına geçilmiştir. Adeziv ajan 10sn süreyle özel fırçasıyla sürülerek parlak bir yüzey elde edildikten sonra parlaklık bozulmayacak şekilde 10 sn hafifçe kurutulmuştur. Dentin yüzeyine uygulanan adeziv ajanın 20sn Bluephase C5 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cihazı ile ışıkla polimerizasyonu yapılmıştır. Çalışmada gerçekleştirilen tüm ışıkla polimerizasyon işlemleri aynı ışıklı polimerizasyon cihazı ile yapılmış olup cihazın gücünün 600 mW/cm^2 olacak şekilde radyometre ile kontrolü yapılmıştır. Adeziv ajanın polimerizasyonunun ardından fırça üzerinde kalan adeziv tekrar dentin yüzeyine sürülerek yüzey restorasyonun şekillendirilmesi için hazır hale getirilmiştir. Teflon kalıbın 5mm çapta olan tarafı dentin yüzeyine gelecek şekilde tutulmuştur. Kalıp, üzerindeki bu dairenin merkezi dişin merkezi ile çakışacak şekilde konumlandırılmıştır. Kalıbın bu şekilde konumlandırılmasının ardından sabit tutulmasına dikkat edilerek kompozit rezin restorasyonun uygulaması iki tabaka halinde yapılmıştır. 3mm kalınlığında kompozit rezin materyal Alert (Jeneric Pentron, Wallington, A.B.D.) kondanse edici el aleti ile kondanse edilerek yerleştirilmiş ve 20sn ışıkla polimerize edilmiştir. İkinci 3 mm'lik tabaka polimerize edilen ilk tabakanın üzerine uygulanmış yine 20sn süreyle ışıkla polimerizasyonu sağlanmıştır. Kalıp dikkatli bir şekilde dentin yüzeyinden uzaklaştırıldıktan sonra kompozit rezin restorasyona 20 sn post-curing yapılarak uygulama tamamlanmıştır.

	
Resim 5.12. Fosforik asit	Resim 5.13. Bond 1 total-etch adeziv


Resim 5.14. Alert packable kompozit


Resim 5.15. Packable kompozitin uygulanmasında kullanılan el aletleri

5.2.5.2. Total-Etch Adeziv Sistem ve Rezin Siman ile Birlikte Seromer Restorasyonların Yapıştırılması

İkinci gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeylerine 1. gruptaki gibi asit ve adeziv ajan uygulaması yapılmıştır. Adeziv uygulamasının ardından rezin siman (Cement-It, Jeneric Pentron, Wallington, A.B.D.) otomiks şırıngası içinden dentin yüzeyine sıkılarak uygulanmıştır. Bu şekilde katalizörü ile karışarak dentin yüzeyi üzerine alınan dual-cure simanın üzerine preselle tutulan seromer restorasyonun geniş çaplı olan tarafı dişin merkezine gelecek şekilde dişin uzun aksına paralel tutulmasına dikkat edilerek yerleştirilmiştir. Parmakla hafif basınç yapılarak tutulan restorasyonlar çevresine taşan fazla siman ağız spatülü ile uzaklaştırılmış ve simanın 20sn süreyle ışıkla polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir.

	
Resim 5.16. Cement-It rezin siman	Resim 5.17. Işıkla polimerizasyon cihazı

5.2.5.3. Self-Etch Adeziv Sistem ile Birlikte Kompozit Rezin Restorasyon Uygulaması

Üçüncü gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeyleri hava-su şırıngası ile yıkandıktan sonra üretici firmanın önerisi doğrultusunda şırınganın ucu dişten 6cm uzaklıkta tutularak 2sn kurutuldu. Primer (Nano-Bond Self-Etch Primer, Jeneric Pentron, Wallington, A.B.D.) dentin yüzeyine iki tabaka halinde 30sn süreyle mikro fırçayla uygulandı. Kuru bir mikro fırçayla yüzeyin ıslak kalmasına dikkat edilerek fazla primer alındı. Nano-Bond Adeziv (Jeneric Pentron, Wallington, A.B.D.) ile iyice doyurulan mikrofırça primer uygulanmış yüzeye tüm yüzeyi kaplayacak şekilde iki

tabaka halinde sürüldü. Mikro fırça yardımıyla adezivin mevcut olan primerle karışması sağlandı. Bu işlemden sonra 2sn beklendi. Solventin uçması için hava şıngası 6 cm uzaklıktan uzakta yakına doğru hareket ettirilerek 10 sn hafifçe kurutuldu. İşlem sonunda elde edilen parlak yüzey 20sn süreyle ışıkla polimerize edildi. Self-etch adeziv sistem uygulamasıyla dentin yüzeyi restorasyonun şekillendirilmesi için hazır hale getirilmiştir. Teflon kalıbın konumlandırılmasının ardından kompozit rezin iki tabaka halinde yerleştirildikten sonra polimerizasyonu yapılarak uygulama tamamlanmıştır.



Resim 5.18. Nano Bond self-etch adeziv

5.2.5.4. Self-Etch Adeziv Sistem ve Rezin Siman ile Birlikte Seromer Restorasyonların Yapıştırılması



Resim 5.19. Simanın ışıkla polimerize edilmesi

Dördüncü gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeylerine 3. gruptaki gibi primer ve adeziv uygulanmıştır. Self-etch adeziv sistem uygulamasından sonra seromer restorasyonların rezin simanla simantasyonu gerçekleştirilmiştir.

5.2.5.5. Seromer Restorasyonların RelyX Unicem Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması



Resim 5.20. Rely X Unicem Self-adeziv siman seti

Beşinci gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeyleri hava-su şıngası ile yıkandıktan sonra şınganın ucu dişten 6 cm uzaklıkta tutularak 2 sn kurutuldu. Kapsül formunda olan Rely X Unicem Self-Adhesive Luting Cement (3M ESPE, Seefeld, Germany) kapsül delicisi ile aktive edildikten sonra dakikada 2850 santirfuj ve rotasyon yapan kapsül karıştırıcı cihazda (Rotomix, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 10 sn süreyle karıştırıldı.



Resim 5.21. Siman kapsülünün aktive edilmesi



Resim 5.22. Kapsülün karıştırıcıda karıştırılması

Hazırlanması tamamlanan siman uygulayıcı aparat ile herhangi bir ön işlem yapılmamış dentin yüzeylerine uygulandı. Preselle tutulan seromer restorasyonun geniş çaplı olan tarafı dişin merkezine gelecek şekilde dişin uzun aksına paralel tutulmasına dikkat edilerek yerleştirilmiştir. Restorasyonlar parmakla hafif basınç altında tutularak 1dk kendi kendine sertleşmesi (self-cure) için beklenmiştir. Daha sonra simanın polimerizasyonu 20sn süreyle ışık cihazı ile gerçekleştirilmiş ve restorasyonların çevresine taşan fazla siman uzaklaştırılmıştır.



Resim 5.23. Simanın dentin yüzeyine uygulanması

5.2.5.6. Seromer Restorasyonların Maxcem Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması



Resim 5.24. Maxcem self-adeziv siman

Altıncı gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeyleri hava-su şırıngası ile yıkanıp kurutulduktan sonra Maxcem self-adeziv siman (Kerr, Orange, A.B.D.) otomiks şırıngası içinden herhangi bir ön işlem yapılmamış dentin yüzeyine sıkılarak uygulanmıştır. Bu şekilde katalizörü ile karışarak dentin yüzeyi üzerine alınan dual-cure simanın üzerine preselle tutulan seromer restorasyon dişin uzun aksına paralel tutularak yerleştirilmiş ve restorasyonlar parmakla hafif basınç altında tutularak 30sn self-cure için beklenmiştir. Daha sonra simanın polimerizasyonu 20sn süreyle ışık cihazı ile gerçekleştirilmiş ve restorasyonların çevresine taşan fazla siman uzaklaştırılmıştır.

5.2.5.7. Seromer Restorasyonların Embrace Wet Bond Self-Adeziv Simanla Yapıştırılması

Yedinci gruptaki dişlerin her birinin dentin yüzeyleri hava-su şırıngası ile yıkanıp kurutulduktan sonra Embrace Wet-Bond self-adeziv siman (Pulpdent, Watertown, A.B.D.) otomiks şırıngası içinden herhangi bir ön işlem yapılmamış dentin yüzeyine sıkılarak uygulanmıştır. Bu şekilde katalizörü ile karışarak dentin yüzeyi üzerine alınan dual-cure simanın üzerine preselle tutulan seromer restorasyonlar dentin yüzeyine

yerleştirilmiş ve parmakla hafif basınç altında tutularak 1dk kendi kendine sertleşmesi (self-cure) için beklenmiştir. Daha sonra simanın polimerizasyonu 20sn süreyle ışık cihazı ile gerçekleştirilmiş ve restorasyonların çevresine taşan fazla siman uzaklaştırılmıştır.



Resim 5.25. Embrace Wet Bond self-adeziv siman

5.2.6. Makaslama Testi Uygulanan Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda makaslama testi uygulanan örnekler çekme testine alınan örneklerle aynı teknik ve restoratif materyallerle, benzer restorasyonlar uygulanmıştır. Makaslama testine alınan örneklerle çekme testine alınan örnekler arasındaki tek fark uygulanan restorasyonlarının geometrik şeklidir. Çekme testinde kuvvet dişin uzun aksına paralel geldiğinden silindirik şeklinde restorasyonlar tercih edilmiştir. Makaslama testinde ise kuvvetin dişin uzun aksına dik gelmesi nedeniyle kuvvetin daha doğru uygulanabilmesi için dikdörtgenler prizması şeklindeki restorasyonlar oluşturulmuştur. Bu nedenle makaslama testi uygulanan örnekler üzerindeki restorasyonlar aynı teknik ve materyallerle başka bir kalıp kullanılarak şekillendirilmiştir. Makaslama testi uygulanan örneklerdeki restorasyonların hazırlanmasında restorasyonun deforme olmadan çıkarılabilmesi için bir kenarı açık bırakılarak 5mm×4mm ebatlarında dikdörtgen şeklinde boşluk açılmış 4mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıp kullanılmıştır. Bu kalıpla 4mm×5mm×4mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde restorasyonlar elde edilmiştir.

	
Resim 5.26. Makaslama testi için hazırlanan örnek	Resim 5.27. Çekme testi için hazırlanan örnek

Makaslama testi uygulanan 8. gruptaki örnekler 1. gruptaki örneklerle; 9. gruptaki örnekler 2. gruptaki örneklerle; 10. gruptaki örnekler 3. gruptaki örneklerle; 11. gruptaki örnekler 4. gruptaki örneklerle; 12. gruptaki örnekler 5. gruptaki örneklerle; 13. gruptaki örnekler 6. gruptaki örneklerle; 14. gruptaki örnekler 7. gruptaki örneklerle aynı restoratif materyal ve teknikle hazırlanmıştır. (Şekil 5.2)

Hazırlanan tüm örnekler 24 saat süresince oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra teste tabi tutulmuştur.

ÖRNEĞE UYGULANAN RESTORASYON

140 DİŞ

	ÇEKME TESTİ UYGULANAN GRUPLAR (n=70)	MAKASLAMA TESTİ UYGULANAN GRUPLAR (n=70)
Total-etch adeziv sistem + Direkt kompozit rezin (Kontrol Grubu)	Grup 1 (n=10)	Grup 8 (n=10)
Total-etch adeziv sistem + Rezin siman+ Seromer	Grup 2 (n=10)	Grup 9 (n=10)
Self-etch adeziv sistem + Direkt kompozit rezin	Grup 3 (n=10)	Grup 10 (n=10)
Self-etch adeziv sistem + Rezin Siman+ Seromer	Grup 4 (n=10)	Grup 11 (n=10)
Self-adeziv rezin siman (Rely X Unicem) + Seromer	Grup 5 (n=10)	Grup 12 (n=10)
Self-adeziv rezin siman (Maxcem) + Seromer	Grup 6 (n=10)	Grup 13 (n=10)
Self-adeziv rezin siman (Embrace WetBond) + Seromer	Grup 7 (n=10)	Grup 14 (n=10)

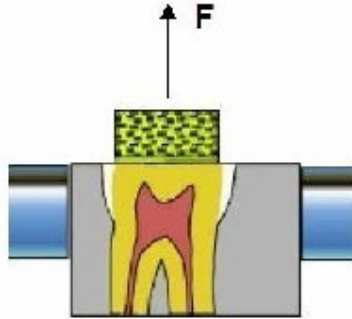
Şekil 5.2. Çalışmada yer alan gruplar

5.2.7. Çekme Testinin Uygulanması

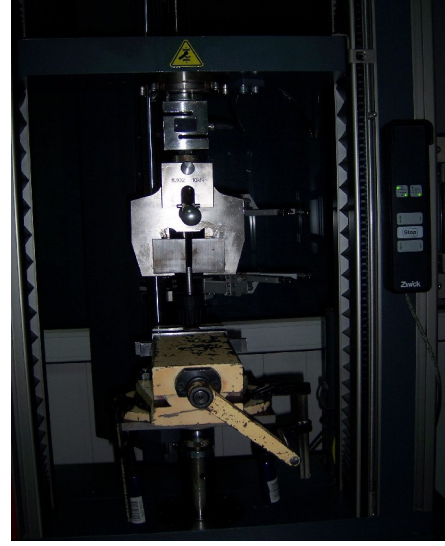
Çekme testinin uygulanması Marmara Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Polimer Test laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (Zwick Z010, Zwick GmbH, Ulm, Almanya) ile yapılmıştır. Bağlanma direnci ölçümünde kullanılmak üzere cihaz üzerinde akrilik blokların yerleştirilmesi için bulunan kaide, örneğe uygulanan kuvvetin örneğe dik gelmesi için uygun biçimde konumlandırılmış ve hareket etmemesi için mengenelerle sabitlenmiştir. Bu ayarlama bir kez yapıldıktan sonra tüm örnekler bu konumda yerleştirilip kaide üzerinde bulunan mandalların sıkıştırılmasıyla sabitlenmiştir. Dişlerin yüzeylerinde bulunan silindir şeklindeki restorasyonları tutmak için ise ağız dairesel formda olan ve vidalı mekanizmayla mandren gibi çalışan bir düzenek kurulmuştur.

Çekme testi uygulamalarında önce akrilik blok kaideye yukarıdan restorasyona bağlanacak mandren ile aynı konuma getirilerek yerleştirilmiş ve sabitlenmiştir. Daha sonra test cihazının aşağı-yukarı yönde hareket eden parçası örneğe doğru hareket ettirilerek üzerindeki mandren örnekteki restorasyona dikkatle bağlanmıştır.

50 kg'lık yük hücreğine sahip olan cihaz ile örnekler 1 mm/dk hızda yukarı yönlü kuvvet uygulanmış ve restorasyonların dentin yüzeyinden kopma anlarındaki dirençler sistemin bağlı olduğu bilgisayar tarafından kaydedilip bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek MPa cinsinden hesaplanmıştır. Test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir.



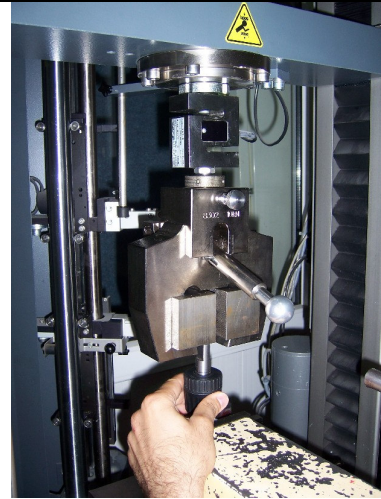
Şekil 5.3. Çekme testi uygulama prensibi



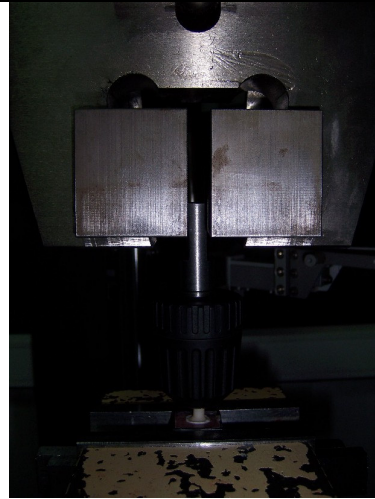
Resim 5.28. Universal test cihazı



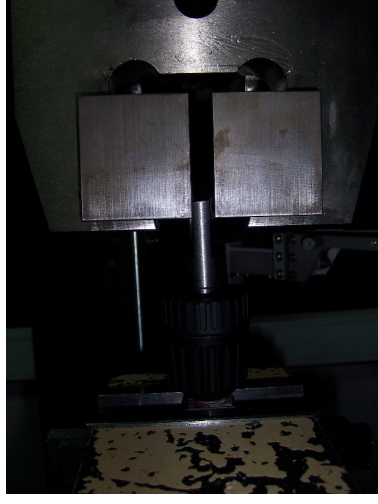
Resim 5.29. Cihazın bağlı olduğu bilgisayar



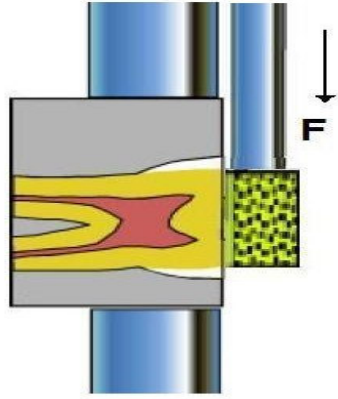
Resim 5.30. Mandrenin yerleştirilmesi



Resim 5.31. Örneğin yerleştirilmesi

	
Resim 5.32. Örneğin sabitlenmesi	Resim 5.33. Çekme testi sonrası kopma yüzeyi

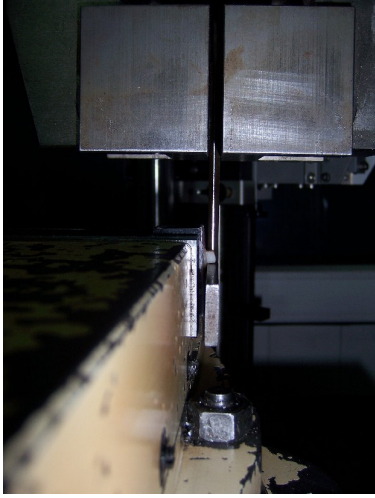
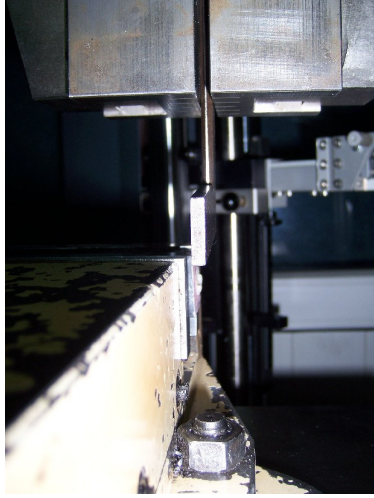
5.2.8. Makaslama Testinin Uygulanması



Şekil. 5.4. Makaslama testi uygulama prensibi

Makaslama testlerinde bağlantı dişin dentin dokusuna paralel olan kuvvetler ile bozulmaktadır. Çalışmamızda makaslama testi uygulaması çekme testinde kullandığımız aynı cihaz ve düzeneğe örneklerin yan tutularak sabitlenmesiyle yapılmıştır. Bağlantı yüzeyine paralel olarak yaklaşan 100x10x3 mm boyutlarında profil bir parça kullanıldı. 50 kg'lık yük hücresine sahip olan cihaz ile örnekler 1 mm/dk hızda aşağı yönlü kuvvet uygulanmış ve restorasyonların dentin yüzeyinden kopma

anlarındaki kuvvetler sistemin bağlı olduğu bilgisayar tarafından kaydedilip bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek MPa cinsinden hesaplanmıştır. Test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir.

	
Resim 5.34. Makaslama testinin Uygulanması	Resim 5.35. Makaslama testi sonrası kopma yüzeyi



Resim 5.36. Adeziv ve koheziv kırıkların görüldüğü kopma yüzeyleri

5.2.9. SEM İncelemeleri

Bağlantı testleri uygulanan gruplardan rastgele seçilen ikişer adet diş kopma yüzeylerinin SEM’de incelenmesi için ayrılmıştır. Bu dişler servikal hizalarından kesilerek incelenecek kesitler oluşturulmuştur.

	
Resim 5.37. SEM incelemesi için seçilen örneklerin etrafındaki akrilin uzaklaştırılmış ve kesit çıkarılmış şekli	Resim 5.38. SEM incelemesi için hazırlanan dentin yüzeyleri

	
Resim 5.39. Altın kaplama cihazı	Resim 5.40. SEM

Alınan kesitlerin yüzeyleri altın kaplama cihazında (BioRad- SC 502, Fison, İngiltere) kaplanmıştır. SEM incelemesi için bu şekilde hazır hale getirilen örnekler M.Ü. Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Laboratuvarında bulunan SEM cihazında (JEOL JSM-5200, Tokyo, Japonya) incelenmiş ve mikrofotografı alınmıştır.

5.2.10. Sonuçların İstatistiksel Analizi

Çalışmada elde edilen bulguların değerlendirilmesinde, istatistiksel analizler için SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Sciences version 11.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois) kullanılmıştır. İki grubun kıyaslanmasında Student- t testi ve ikiden fazla grubun kıyaslanmasında Tek Yönlü Varyans Analizi Testi (ANOVA) kullanılmıştır.

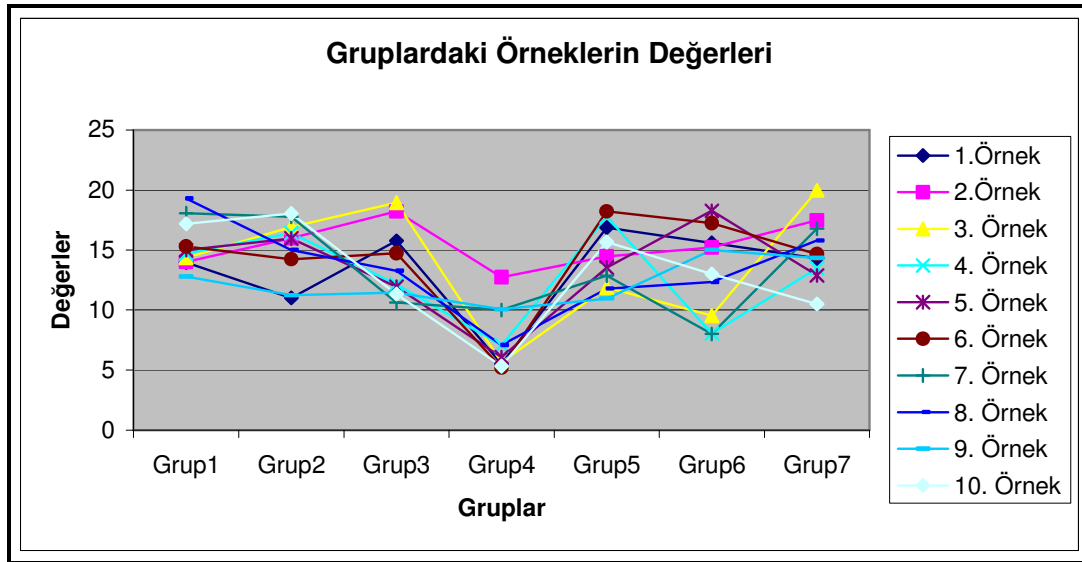
6. BULGULAR

6.1. Çekme Testi Bulguları

Çalışmada yapılan çekme testi sonucunda ölçülen değerler, grup ortalamaları ve standart sapmaları tablo 6.1 ve 6.2 ile şekil 6.1 ve 6.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 6.1 Çekme testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri (MPa)

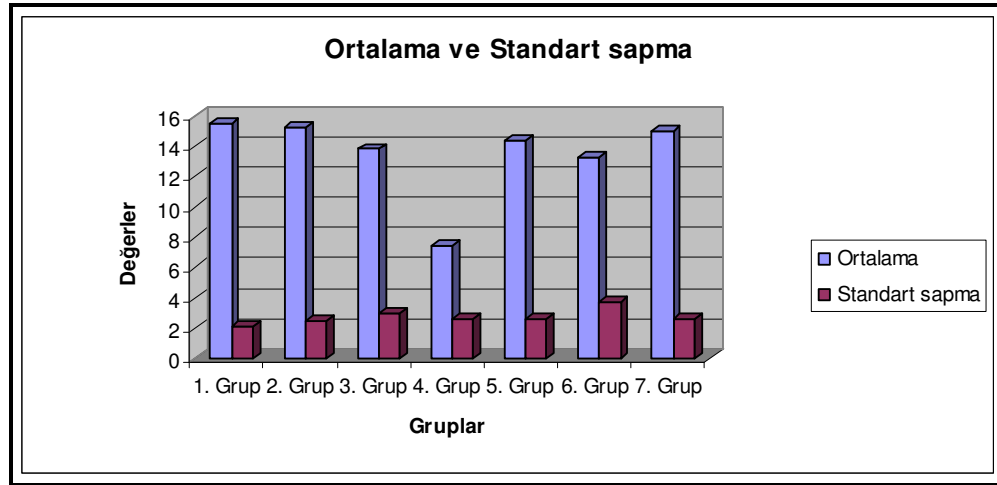
n=10	1. Örnek	2. Örnek	3. Örnek	4. Örnek	5. Örnek	6. Örnek	7. Örnek	8. Örnek	9. Örnek	10. Örnek
Grup1	13.96	14.01	14.37	14.72	14.98	15.28	18.06	19.29	12.80	17.20
Grup2	11.01	15.98	16.92	16.42	15.97	14.25	17.78	15.02	11.23	18.04
Grup3	15.76	18.21	18.95	12.15	11.93	14.73	10.63	13.27	11.45	11.33
Grup4	5.51	12.75	5.65	7.06	6.08	5.20	10.02	7.09	10.07	5.34
Grup5	16.87	14.46	11.88	17.76	13.53	18.23	12.87	11.78	10.97	15.67
Grup6	15.59	15.22	9.53	8.06	18.26	17.23	8.02	12.34	15.01	13.02
Grup7	14.32	17.46	19.96	13.50	12.89	14.67	16.78	15.80	14.34	10.51



Şekil 6.1. Gruplarda yer alan örneklerin çekme direnci değerleri (MPa)

Tablo 6.2. Çekme testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci değerleri (MPa) ve standart sapmaları

Gruplar	Ortalama	Standart sapma
1. Grup	15.47	± 2.05
2. Grup	15.26	± 2.46
3. Grup	13.84	± 2.95
4. Grup	7.48	± 2.58
5. Grup	14.40	± 2.61
6. Grup	13.23	± 3.68
7. Grup	15.02	± 2.63



Şekil 6.2. Çekme testinin grup ortalamaları ve standart sapmaları

Çekme testi sonuçları incelendiğinde en yüksek değerler total-etch adeziv sistem ile yapılan direkt uygulamada (15.47 MPa) görülürken; en düşük değerler ise self-etch adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonu ile yapıştırılan seromer grubunda (7.48 MPa) görülmüştür. Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromer grupları birbirlerine yakın değerler göstermiştir.

Total-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt ve indirekt uygulamaların (Grup 1 ve Grup 2) test sonuçları değerlendirildiğinde; bu iki grubun sonuçlarının birbirine çok yakın olduğu (15.47 MPa ve 15.27 MPa); aralarında ortalamalar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Total-etch adeziv sistem ve self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt uygulamaların (Grup 1 ve Grup 3) test sonuçlarında total-etch yapılan grupta self-etch yapılan gruba göre daha yüksek bağlanma direnci değerleri ölçülmüştür (15.47 MPa ve 13.84 MPa). Ancak ortalamalar açısından bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Total-etch adeziv sistem ve self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan indirekt uygulamaların (Grup 2 ve Grup 4) test sonuçları incelendiğinde rezin simanın total-etch adeziv sistemle kombine edilerek uygulandığı gruptaki değerler ortalamalar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde diğer gruptan daha yüksektir ($p< 0.05$). Self-etch adeziv sistem ve rezin simanla yapılan indirekt uygulamaların çekme direnci ortalamasının (7.48 MPa) diğer grup ortalamasına göre (15.26 MPa) daha düşük olduğu görülmüştür.

Self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt ve indirekt uygulamaların test sonuçları karşılaştırıldığında (Grup 3 ve Grup 4) self-etch adeziv sistemle yapılan direkt uygulama sonuçlarının (13.84 MPa) aynı adeziv kullanılarak rezin simanla yapıştırılan seromer grubundan daha yüksek olduğu görülmüştür. Gruplar arası ortalamalardaki bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p< 0.05$). Self-adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonunda yapıştırılan seromerlerin başarısı daha düşük bulunmuştur.

Yapılan tüm direkt uygulamaların bağlanma direnci ile self-adeziv rezin simanlarla ve total-etch adeziv sistem- rezin siman kombinasyonu ile yapılan indirekt uygulamaların bağlanma dirençleri arasında ortalamalar açısından istatistiksel olarak fark yoktur ($p > 0.05$). Çalışmamızdaki bu indirekt uygulamalar, direkt uygulamalar kadar başarılıdır.

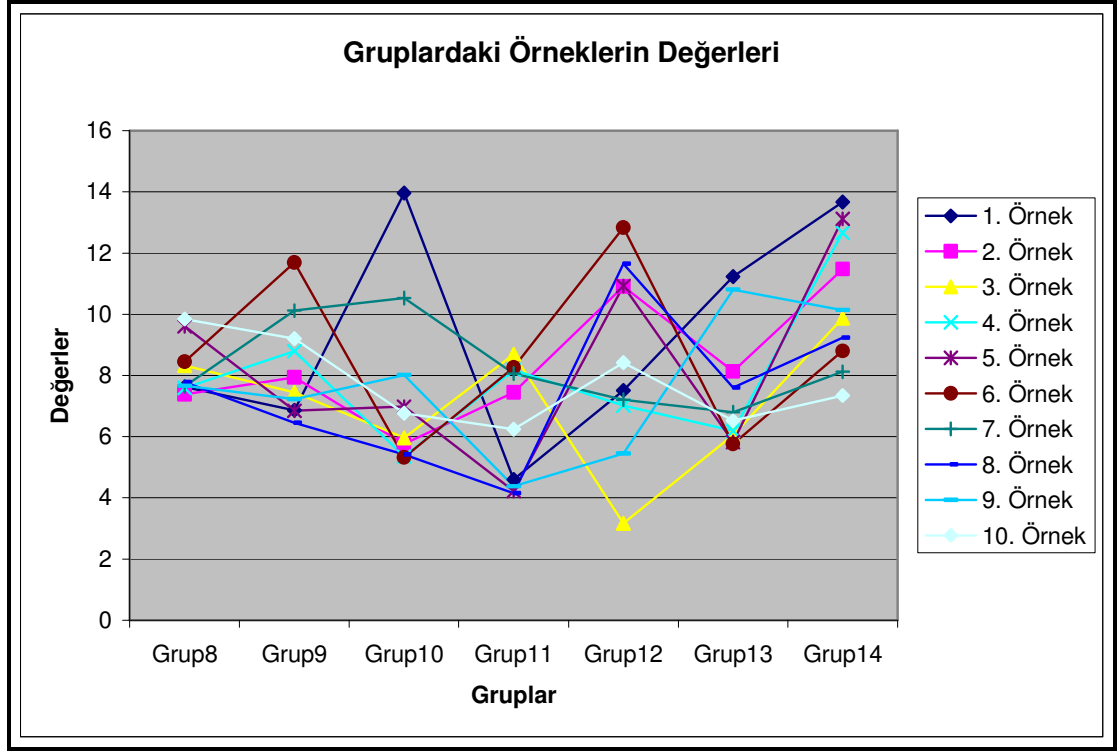
Üç farklı firmanın self-adeziv rezin simanlarıyla yapıştırılan seromer uygulamaları içerisinde (Grup 5-6-7) en yüksek bağlanma dirençlerini Embrace Wet Bond (15.02 MPa); en düşük değerleri ise Maxcem vermiştir (13.23 MPa). Grupların ortalamalarındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

6.2. Makaslama Testi Bulguları

Dentin yüzeyine bağlanma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla yapılan makaslama testi sonucunda ölçülen değerler, grup ortalamaları ve standart sapmaları tablo 6.3 ve 6.4 ile şekil 6.3 ve 6.4’ de gösterilmiştir.

Tablo 6.3. Makaslama testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri (MPa)

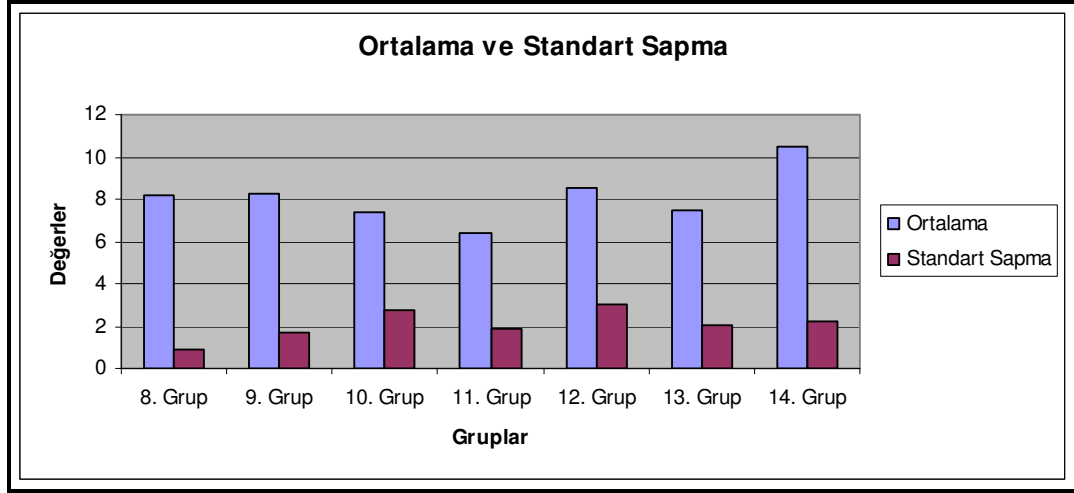
n=10	1. Örnek	2. Örnek	3. Örnek	4. Örnek	5. Örnek	6. Örnek	7. Örnek	8. Örnek	9. Örnek	10. Örnek
Grup 8	7.62	7.39	8.32	7.59	9.61	8.45	7.64	7.78	7.66	9.84
Grup 9	6.86	7.94	7.44	8.79	6.84	11.69	10.12	6.45	7.23	9.20
Grup 10	13.96	5.76	5.96	5.35	6.98	5.32	10.53	5.42	8.01	6.77
Grup 11	4.60	7.44	8.69	8.18	4.22	8.26	8.06	4.15	4.38	6.24
Grup 12	7.51	10.91	3.17	7.01	10.93	12.83	7.21	11.65	5.45	8.42
Grup 13	11.23	8.13	6.06	6.19	5.82	5.76	6.80	7.60	10.81	6.52
Grup 14	13.67	11.48	9.87	12.67	13.12	8.80	8.12	9.23	10.14	7.35



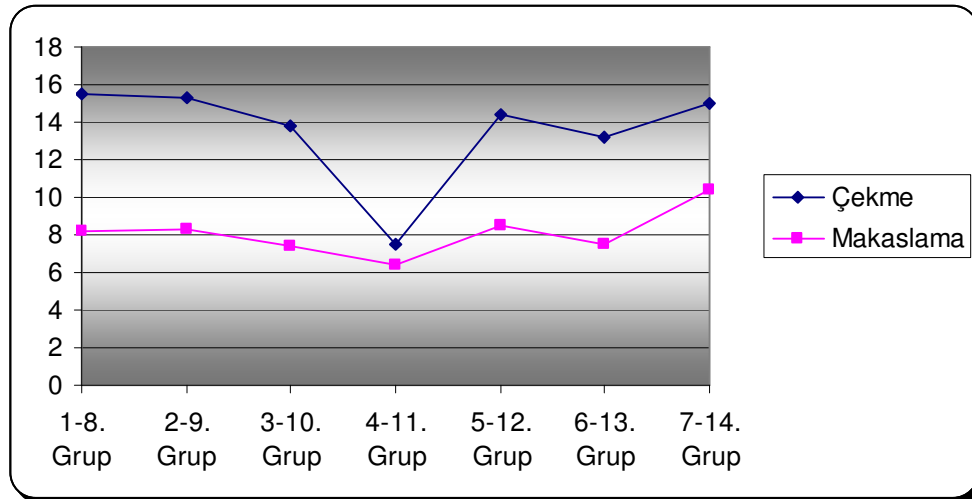
Şekil 6.3. Gruplarda yer alan örneklerin makaslama direnci değerleri (MPa)

Tablo 6.4. Makaslama testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci değerleri (MPa) ve standart sapmaları

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma
8. Grup	8.19	± 0.87
9. Grup	8.26	± 1.68
10. Grup	7.41	± 2.80
11. Grup	6.42	± 1.91
12. Grup	8.51	± 3.03
13. Grup	7.49	± 2.01
14. Grup	10.45	± 2.19



Şekil 6.4. Makaslama testinin grup ortalamaları ve standart sapmaları



Şekil. 6.5. Çekme ve makaslama testleri sonuçlarının karşılaştırılması

Makaslama testi sonuçları incelendiğinde en yüksek değerler Embrace WetBond self-adeziv rezin simanıyla yapıştırılan seromer grubunda (10.45 MPa) görülürken; en düşük değerler ise self-etch adeziv sistem ve rezin siman kombinasyonu ile yapıştırılan seromer grubunda görülmüştür.

Total-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt ve indirekt uygulamaların (Grup 8 ve Grup 9) test sonuçları değerlendirildiğinde; bu iki grubun sonuçlarının birbirine

çok yakın olduğu (8.19 MPa ve 8.26 MPa); aralarında ortalamalar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Total-etch adeziv sistem ve self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt uygulamaların (Grup 8 ve Grup 10) test sonuçlarında total-etch yapılan grupta self-etch yapılan gruba göre daha yüksek bağlanma direnci değerleri ölçülmüştür; ancak ortalamalar açısından bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Total-etch adeziv sistem ve self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan indirekt uygulamaların (Grup 9 ve Grup 11) test sonuçları incelendiğinde rezin simanın total-etch adeziv sistemle kombine edilerek uygulandığı grupta diğer gruba göre daha yüksek değerler ölçülmüştür; ancak ortalamalar açısından bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Self-etch adeziv sistem kullanılarak yapılan direkt ve indirekt uygulamaların test sonuçları karşılaştırıldığında (Grup 10 ve Grup 11) direkt kompozit rezin uygulanan grubunun aynı adeziv kullanılarak rezin simanla yapıştırılan seromer grubundan daha yüksek değerler verdiği görülmüştür; ancak bu iki grubun ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Makaslama testlerinde yer alan direkt uygulamalarla indirekt uygulamalar karşılaştırıldığında test sonuçları arasında ortalamalar açısından istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0.05$). İndirekt uygulamalar içerisinde en düşük sonuçlar self-etch adeziv sistemle kombine rezin simanla yapıştırılan seromer grubunda görülmüştür.

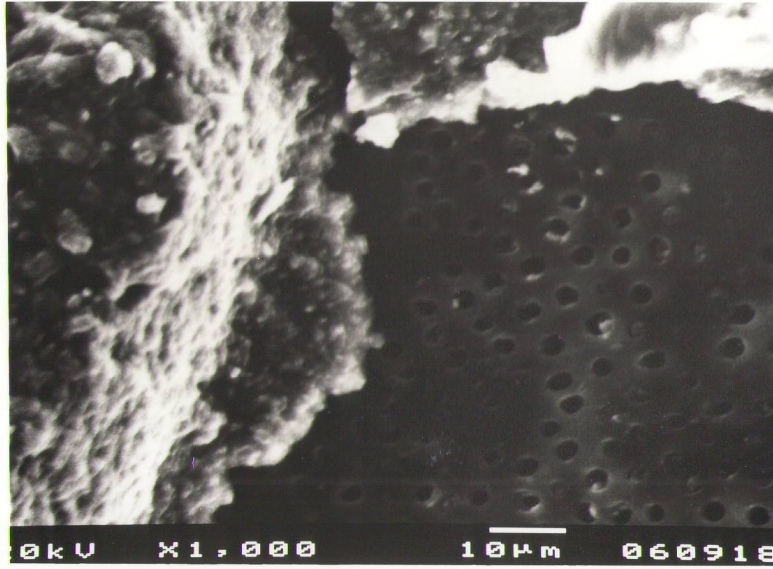
Üç farklı firmanın self-adeziv rezin simanlarıyla yapıştırılan seromer uygulamaları içerisinde (Grup 5-6-7) ortalamalar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. ($p<0.05$). En yüksek bağlanma direnci Embrace Wet Bond (10.45 MPa) grubunda; en düşük değerleri ise Maxcem (7.45 MPa) grubunda ölçülmüştür.

6.3. SEM Bulguları

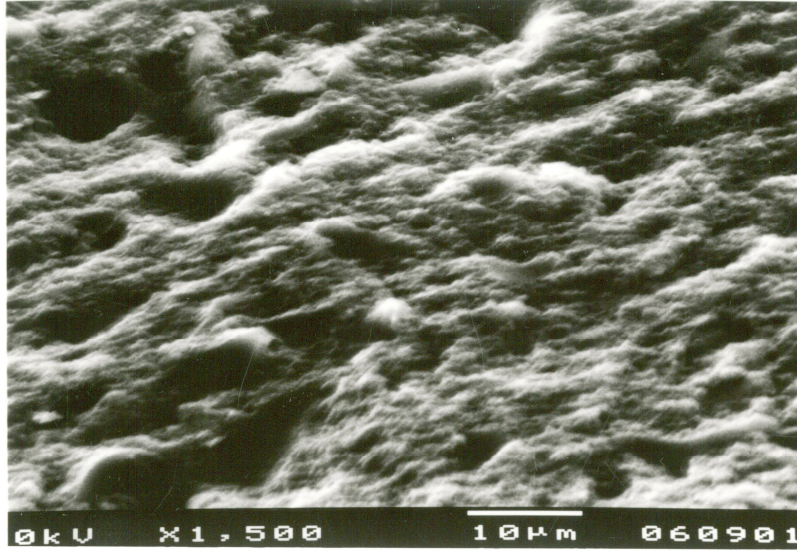
Çekme ve makaslama testlerinin gerçekleştirilmesinin ardından her bir gruptan rastgele ikişer adet örnek seçilmiştir. Kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi amacıyla seçilen dişlerden alınan kesitler incelemenin yapılabilmesi için altın kaplama cihazında kaplanarak 20 kV'da incelemeler yapılmış ve aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

Örneklerde yapılan incelemelerde adeziv ve koheziv veya her iki şekilde kopma görülmüştür.

Total-etch örneklerinde açık dentin tübülleri görülürken; self-etch örneklerinde smeardan zengin dentin yüzeyleri tespit edilmiştir (Resim6.1 ve Resim6.2).

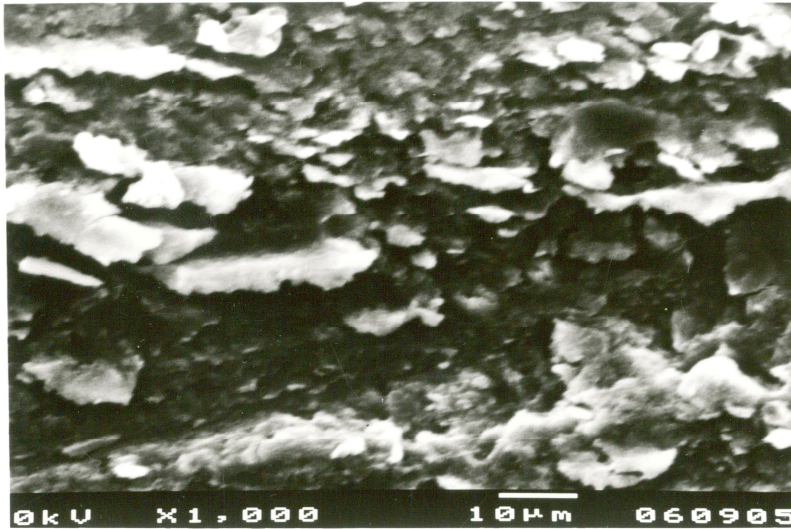


Resim 6.1. Total-etch adeziv uygulanmış dentin yüzeyinin oklüzal görünümü

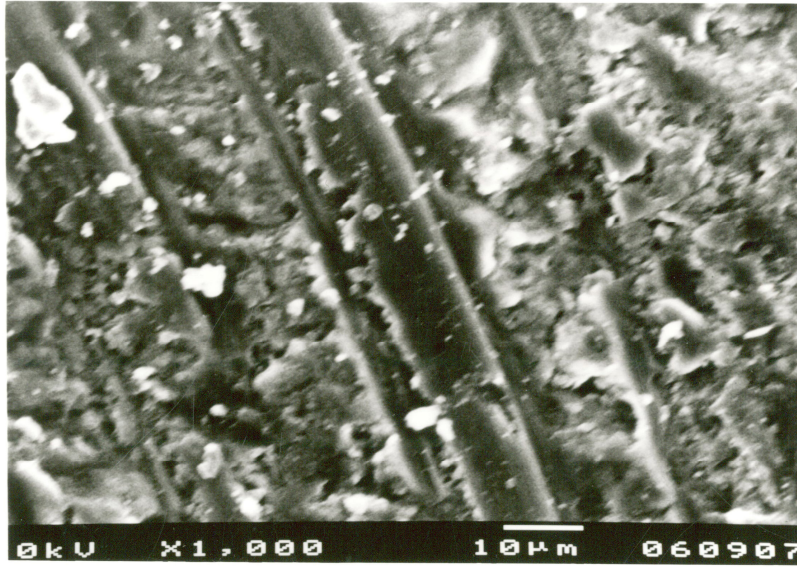


Resim 6.2. Self-etch adeziv uygulanmış smearden zengin dentin yüzeyi

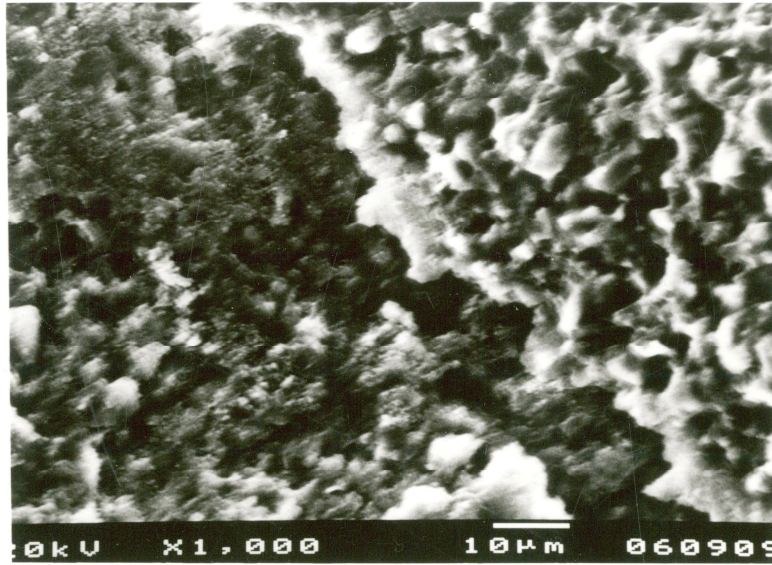
Restoratif materyal iç yapısının zayıf olduğu bölgelerde kompozitten kırılma ve bağlantının zayıf olduğu bölgelerde simandan kırılma gerçekleştiğinden; görüntülerde siman ve kompozit rezin kitleleri de izlenmektedir.



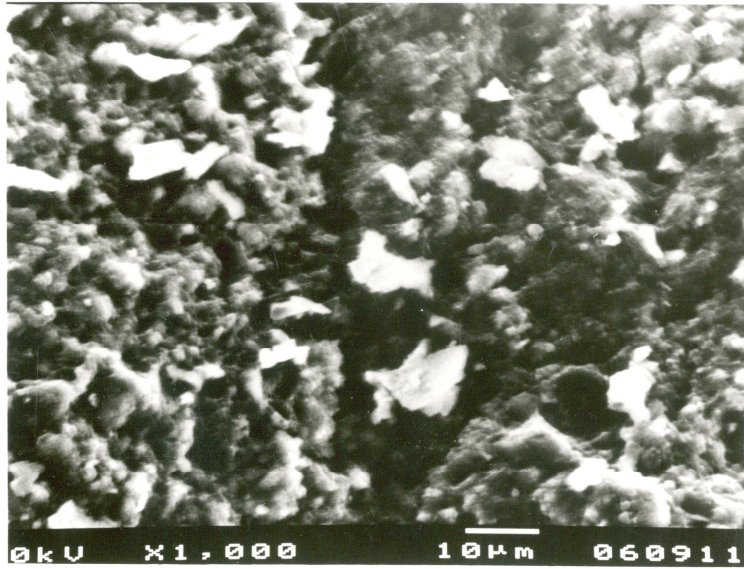
Resim 6.3. Self-etch adeziv sistemle birlikte yapılan direkt kompozit restorasyonun kopma yüzeyi



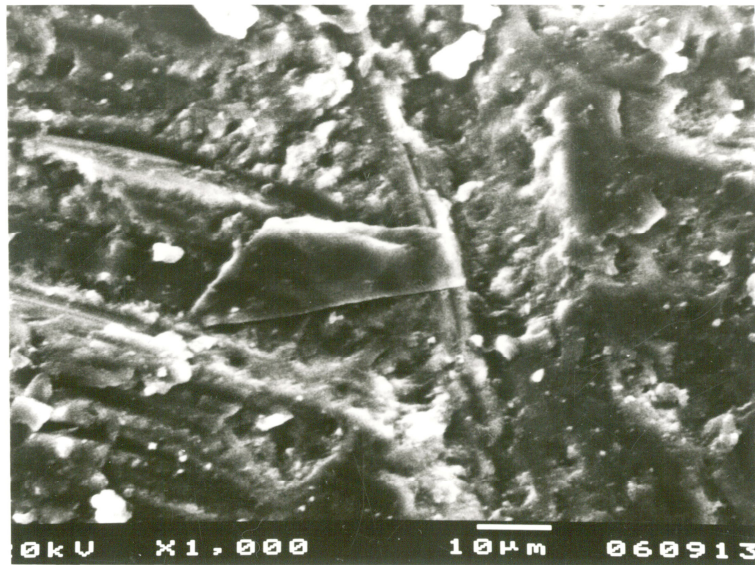
Resim 6.4. Self-etch adeziv sistem ve rezin simanla yapıştırılan yüzeyin okluzal görünümü



Resim 6.5. RelyX Unicem ile yapıştırılan yüzeyin okluzal görünümü



Resim 6.6. Maxcem ile yapıştırılan yüzeyin okluzal görünümü



Resim 6.7. Embrace WetBond ile yapıştırılan yüzeyin okluzal görünümü

7. TARTIŞMA

Adeziv restorasyonlarda başarısızlık kaynağı genellikle marjinal adaptasyonda bozulma ve retansiyon kaybıdır. Bu nedenle restorasyonların uzun dönemli başarısında adezyon büyük önem taşımaktadır (1, 33, 45, 69, 116). Gelişen son materyal ve tekniklerin sayesinde estetik özellikleri ile tercih edilen inley, onley, lamina veneer restorasyonlarda oldukça başarılı sonuçlar alınmaktadır. Adeziv simantasyon tekniğinin uygulanması indirekt restorasyonlar hazırlanırken en önemli aşamalardan biridir (33, 45). Geleneksel ve adeziv yapıştırıcı simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında bu tür restorasyonlarda rezin simanların kullanımının başarıyı arttırdığı belirtilmektedir (26, 45, 77, 122, 140, 152). Rezin simanların en önemli dezavantajı adeziv sistemlerle beraber kullanıldıkları için simantasyon öncesi asitleme, primer ve adeziv uygulama gibi zaman alıcı ön işlemlerin yapılması gereğidir. Bu işlemler zaman alıcı olmaları yanı sıra teknik hassasiyet de gerektirmektedir (54, 122, 152). Bu nedenle; bu simanlarla kıyaslanabilir nitelikte olup kompleks işlemler gerektirmeyen simanların kullanımı arzu edilmektedir. Bahsedilen bonding stratejilerinin karmaşıklığını gidermek amacıyla ön işlem gerektirmeyen self-adeziv simanlar geliştirilmiştir (1, 69, 122, 152). Çalışmamızda son zamanlarda piyasaya sürülen üç farklı firmaya ait self-adeziv rezin simanlar kullanılmıştır. Literatürde yeralan daha önceki çalışmalarda seromerlerin yapıştırılmasında bu üç simanın beraber kullanılmadığı; birbirleriyle, total-etch ve self-etch adeziv sistemle beraber uygulanan bir rezin simanla ve direkt tekniklerle karşılaştırılmadığı görülmüştür. Bu yeni simanlarla ilgili olarak uzun dönemli klinik çalışmalar da henüz literatürde yer almamaktadır.

Aynı firmanın adeziv ajan ve kompozitlerinin beraber kullanımının bağlantı direnci açısından avantajlı olduğu bildirilmektedir (118). Bu açıdan çalışmamızda aynı firmaya ait adeziv sistem, kompozit rezin restoratif materyal ve rezin siman kullanılmış ve uygulamalar üretici firmaların talimatlarına uygun şekilde yapılmıştır. Çalışmamızda rezin siman seçilirken bu simanla beraber kullanılabilecek aynı firmaya ait total-etch adeziv sisteminin ve self-etch adeziv sisteminin bulunması kriteri göz önüne alınmıştır. Çalışmamızda direkt uygulama için posterior kompozit kullanmamızın amacı seromer materyaline en yakın fiziksel özellikteki kompoziti seçmektir. Direkt ve indirekt

uygulamaların karşılaştırılmasında rezin simanla beraber kullanılacak adeziv sistemlerle aynı firmaya ait olan direkt posterior kompozit materyali kullanıldı.

Çalışmamızda literatürdeki diğer bir çok *in vitro* çalışmada olduğu gibi çürüksüz insan büyük azı dişleri kullanıldı (24, 54, 112, 129). Çürüksüz dentine bağlanmanın, çürükten etkilenmiş dentine bağlanmayla farkının olup olmadığı ayrı bir çalışma konusu olarak düşünülebilir. Madde kaybının fazla olduğu dişlerde uygulanması tercih edilen inleyler mine dokusundan çok dentin yüzeyine tutunmaktadır. Çalışmamızda bu nedenle dentin yüzeyine bağlantının ölçülmesi amaçlandı.

Bağlanma dirençlerinin ölçülmesi amacıyla yapılan *in vitro* çalışmalarda dentin yüzeyi silikon karbid veya alüminyum oksit aşındırıcılarla aşındırılmakta ya da elmas frez kullanılmaktadır. Ancak klinik olarak dentin dokusu silikon karbid ya da alüminyum oksit aşındırıcılar ile prepare edilmemektedir (7, 24, 77, 102, 113). Çalışmamızda klinikte ve literatürdeki bir çok çalışmada olduğu gibi (48, 54, 89) dentin yüzeyleri yüksek devirde su soğutması altında elmas frezlerle düz yüzey şeklinde hazırlanmıştır. Düz dentin yüzeyine bağlanma, restorasyonun diş dokusuyla maksimum uyum içinde olduğu bir durumdur. Ağız içinde bir inleyn simantasyonu düşünülecek olursa polimerizasyon büzülmesi ve konfigürasyon faktörünün daha fazla olduğu ve bu durumun bağlanmayı etkileyeceğinin gözönüne alınması gereklidir (69). Bu nedenle yüksek ve dayanıklı bağlanmanın restorasyonun ömrüne katkısı bulunduğundan, indirekt restorasyonların hazırlanan kavitelere bağlanmasında polimerizasyon büzülmesi stresleri etkilerinin belirlenebileceği çalışmalara ihtiyaç vardır.

İdeal restorasyonların yapılmasında kullanılan materyalin üretici firma önerilerine uyulması çok önemlidir. Peutzfeldt ve Asmussen (118) çalışmalarında üretici firma talimatlarına dikkat edilmeksizin hazırlanan örneklerle laboratuvar ortamında bağlanma dirençlerini ölçmüşler ve değerlerin anlamlı derecede düştüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamızda örneklerin hazırlanması üretici firma önerileri doğrultusunda yapılmıştır.

İnorganik dentinal yapı ile desteklenen kollojen ağ yapısı, asit uygulandıktan sonra desteğini kaybeder ve kollabe olur. Bu da yüzeyin yeterince ıslatılmasını ve rezinin ağsı yapıya infiltrasyonunu engeller. Bu nedenle asit uygulamasını takiben yüzeyin tam

kurutulmadan hafif nemli bırakılması önerilmektedir. Nemli bırakılmış dentinde bağlantı direncinin arttığı bildirilmiştir (70, 147, 120). Çalışmamızda bu bilgi dikkate alınarak; örneklerin hazırlanması aşamasında dentin dokusunun aşırı kurutulmamasına dikkat edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda self-etch adezivlerin kalın adeziv tabakası halinde uygulanmasının bağlanmayı arttırırken total-etch sistemlerde kalın tabaka olmasının bağlantıyı azalttığı bildirilmiştir (102, 138). Bu amaçla self-etch adeziv uygulaması firma önerisi doğrultusunda iki tabaka primer sürülmesiyle ve total-etch adeziv uygulaması tek tabaka olarak yapılmıştır.

Kompozit inleyle simantasyondan önce bağlantının güçlendirilmesi amacıyla alüminyum oksitle kumlama ve silan uygulaması gibi çeşitli işlemler yapılmaktadır. Kumlama işlemi kompozit iç yüzeyinde düzensiz yüzeyler yaratıp yüzey enerjisinin arttırmak suretiyle mekanik bağlanmayı kolaylaştırmaktadır (83, 136). Silan ise kimyasal bağlanmayla ilgili olup açığa çıkan kompozit doldurucu partikülleri ile rezinin metakrilat grupları arasındaki reaksiyonu kolaylaştıran, çift bağa sahip bir fonksiyonel molekül ve bağlantı ajanıdır (56, 83, 136). Bağlanmayı arttırıcı bu iki uygulamanın değerlendirildiği Soares ve ark.nın (136) çalışmalarında Targis inleyle alüminyum oksitle kumlama, kumlamayla birlikte silanizasyon ve sadece silanizasyon işlemleri yapılmış ve mikro-çekme testleri uygulanmıştır. En yüksek değerler kumlama sonrası silanizasyon yapılan grupta görülürken sadece kumlama yapılan grubun değerlerinin ise buna çok yakın olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlendirilmesi olmaksızın sadece silanizasyon yapılmasının bağlantıyı arttırmadığı bildirilmiştir. Çalışmamızda bu araştırmanın sonucuyla birlikte üretici firmaların self-adeziv rezin simanların uygulamasında kimyasal bağlanmanın kolaylaştırılması için silan uygulamasına gerek olmadığı şeklindeki önerileri (32, 148) göz önünde bulundurularak simantasyon öncesinde seromer bloklar alüminyum oksitle pürüzlendirilmiş ve silanizasyon yapılmadan simante edilmişlerdir.

Literatürdeki bazı çalışmalarda (47, 60, 136) simantasyon aşamasında tüm örneklerle aynı kuvvetin uygulanabilmesi amacıyla sabit yük uygulayan çeşitli düzenekler

kullanılmıştır. Çalışmamızda ise simanın uygulanmasını takiben preselle tutularak dentin yüzeyine yerleştirilen restorasyonlara polimerizasyon tamamlanana kadar parmak basıncı uygulanmıştır. Bu uygulama, ek bir düzenek gerektirmemesi ve daha gerçekçi olması açısından literatürde sıklıkla tercih edilmektedir (26, 46, 48, 105, 152).

Adeziv restorasyonların polimerizasyonu aşamasında ideal bir polimerizasyon için kullanılan ışık cihazının gücünün 550mW/cm^2 olması gerektiği bildirilmiştir (69). Bu nedenle çalışmamızda polimerizasyon için bu yoğunlukta ışık verdiği radyometre ile kontrol edilmiş bir cihaz kullanılmıştır.

Yapıştırıcı simanın tutuculuğunu konu alan *in vitro* çalışmalarda ağız içinde nem varlığı olduğu göz önüne alınarak deney gerçekleştirilmelidir. Bu nedenle simanların sertleşmesi nemli ortamda yapılmalıdır (46). Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen çalışmalarda ağız ortamının taklit edilebilmesi amacıyla ısısal çevrim işleminden yararlanılmaktadır (54). Bazı çalışmalarda gerek erken dönemdeki bağlantıyı incelemek gerekse çeşitli işlemlerle ağız ortamında mevcut olan ısısal etkenlerin ve okluzal yüklemelerin birebir taklit edilmesinin mümkün olmaması düşüncesiyle bu işlem tercih edilmemiş ve örnekler 24-72 saat 37°C ya da oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir (7, 24, 33, 36, 105, 112, 129). Çalışmamızda erken dönemdeki bağlantı direncinin ölçülmesi amaçlandığından örnekler bir çok çalışmadaki gibi 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra testlere alınmışlardır. Isı ve çiğneme kuvvetleri etkisiyle bağlantıda meydana gelen değişikliklerin ayrı bir çalışma konusu olarak incelenebilir.

Dental materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde laboratuvar ve klinik çalışmaları yapılmaktadır. Benzer koşullar altında incelenen materyal ve restorasyonlardan elde edilen sonuçlar klinik kullanım için öngörü oluşturur. *In vivo* ve *in vitro* tekniklerdeki değerlendirme farklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada *in vivo* ve *in vitro* teknikler arasında paralellik görülmüştür (57). Klinik çalışmaların maliyetinin yüksek olması ve sonuçların alınması için uzun süre gerektirmesi en önemli dezavantajlarıdır. Bunun yanı sıra hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi sözkonusudur.

Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Ancak laboratuvar testlerinde de ağız ortamının dinamik olmasından dolayı birebir biyolojik ortamın taklit edilebilmesi imkansızdır (26, 36, 105, 119, 120). Ağız ortamında ısırma ve çiğneme fonksiyonları esnasında restorasyon ve diş dokusu arasında oluşan stres komplike bir yapıdadır. Bu streslerin alınan gıdaların oluşturduğu kimyasal ve ısısal gerilimlerle birlikte diş dokusuna daha çok dikey ya da paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetleriyle meydana geldiği belirtilmektedir (26, 107). Kronlar, çeşitli hareketleriyle intraoral olarak çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve tüm bunların kombinasyonu tipteki kuvvetlere maruz kalırlar. Tüm bu kuvvetlerin aynı anda simülasyonu olanaksızdır (24, 26, 50).

Laboratuvarda dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler bağlanma testleridir. Bağlanma testleri uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir (14, 16, 24, 77, 107, 112, 164). En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir (16, 24, 77).

Bağlanma direnci deneyleri için çekme ve mikro-çekme (micro-tensile) ile makaslama ve mikro-makaslama (micro-shear) testleri yapılmaktadır (16,24). Makro-testlerde dental restorasyon boyutlarına yakın örnekler kullanılır. Mikro-testler ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip örnekler ile gerçekleştirilir (16, 24, 112, 120, 129). Mikro-testlerde kullanılan örnekler genellikle aynı diştten elde edilmekte olduğundan bu örneklerin farklı test örnekleri gibi değerlendirilmeleri yanıltıcı olabilir (16, 120). Mikro-test metodları teknik olarak zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulayımı veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro-testlerde 5 MPa'nın altındaki bağlanma dirençlerinin ölçümü son derece güçtür. Testler esnasında uygulanan kuvvetlerin akslarının istenilen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir (112, 113, 129).

Bu çalışmada bağlanma dirençlerinin ölçülmesinde makro-test düzenekleri kullanılmıştır. Bağlantı direncinin değerlendirilmesinde kullanılan test metodları laboratuvardan laboratuvara farklılık göstermektedir. Bağlanma dirençlerinin

karşılaştırılması eşit test şartları altında mümkün olmaktadır. Bu durumda farklı araştırmaların sonuçlarının karşılaştırılması mümkün olamamaktadır (24, 107). İki farklı test cihazının bağlanma dirençleri üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışmada deney sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılabilmesinin ancak aynı test düzeneğinin kullanılması halinde mümkün olabildiği gösterilmiştir (114).

Bağlanma direnci ölçümünde kullanılan test yöntemlerinin standardizasyonun sağlanması; örneğin geometrisi, yüzey alanı, kullanılan materyalin çeşidi gibi bir çok parametreye bağlı olarak son derece güçtür (24, 36, 102, 107, 155). Bu nedenle bağlanma dirençlerinin karşılaştırılmasında sayısal değerlerin kullanılması mümkün değildir. Testler tekrar edilebilir değildir (102). Bağlanma dirençleri aynı çalışmada yer alan farklı örneklerin değerlendirilmesi ve birbiriyle kıyaslanmasında kullanılabilmektedir (36, 114, 120).

Testlerin sonuçları dişlerin saklanma koşulları ve süresi, pulpal basınç, dentin derinliği ve tipi, kullanılan kompozitin dayanıklılığı, örneklerin saklanma koşulları, test düzeneği, kuvvetin uygulanma hızı, adezyon yüzeyinin genişliği ve adeziv tabakanın kalınlığı gibi bir çok parametreye bağlı olarak farklılık gösterir (102).

Bağlantı direnci adeziv-aderent ara yüzeyindeki birim alanda, bağlantıyı bozan minimum kuvvet değeridir. Bağlantının bozulduğu anda bağlantının ne derece kuvvetli olduğunu gösteren değerler tespit edilebilmektedir. Bu nedenle bağlantı direnci testleri aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılabilir. Bağlantı direncinin bağlantı yüzeyinin genişliği ile ilgisi vardır; bağlantı direncinin hesaplanabilmesi için yapışma yüzeyinin boyutlarının bilinmesi gereklidir. Kullanılan farklı test metodları veya modifikasyonlar aynı ürünlerdeki bağlantı direnci sonuçlarını bile değiştirilebilir (24, 107). Tam seramik ve seromer restorasyonlarla yapılan çekme testi çalışmalarında örnek materyaller 4-6 mm çapında 4-6 mm kalınlığında hazırlanmaktadır (24). Çalışmamızda çekme testi örneklerinin bağlanma alanları literatürdeki çalışmalara paralel olarak molar dişlerdeki minimum dentin çapı göz önüne alınarak 5 mm çapta oluşturulmuştur. Bu restorasyonlar, mandren şeklindeki tutucunun kaymaması amacıyla temasını arttırmak için 6 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır. Silindirik restorasyonlar özel hazırlanan teflon

kalıpta şekillendirilmiştir. Restoratif materyallerin teflondan kolaylıkla çıkarılabilmeleri nedeniyle teflon kalıp tercih edilmiştir.

Tam seramik ve seromer restorasyonlarla yapılan bir çok makaslama testi çalışmalarında restorasyonların küp ya da dikdörtgenler prizması şeklinde yapılması tercih edilirken daha az çalışmada yine silindirik bloklar kullanılmıştır (7, 33, 77). Çalışmamızda, kullanacağımız düz profilin restorasyonu 180° sarabilmesi için silindir yerine 4mm yüksekliğinde dikdörtgenler prizması şeklinde restorasyonlar yapılmıştır. Bu restorasyonlar teknik olarak istenilen geometride teflon kalıp oluşturulamamasından dolayı paslanmaz çelik kalıpta hazırlanmıştır.

Bağlantı dirençlerinin ölçüldüğü bir çok çalışmada kuvvet uygulayan ucun yaklaşma hızı 0,5mm/dk ile 5mm/dk değerleri arasında değişmektedir (7, 24, 33, 102). Çalışmamızdaki tüm testler cihazın yaklaşım hızının 1mm/dk olacak şekilde ayarlanmasıyla yapılmıştır.

Makaslama testlerinde kuvvetin bıçak sırtı şeklinde ayırıcı uç ile uygulanması halinde bağlantı bölgesinde meydana gelen gerilim dağılımının homojen olamayacağı bildirilmiştir (38). Ayırıcı ucun ilk temas ettiği bağlantı bölgesinde biriken gerilim materyalin yapısal direncine bağlı olarak koheziv ayrılmaya neden olacağından bağlantı direncinin bu durumda doğru değerlendirilemeyeceğine işaret edilmiştir. Bu nedenle makaslama testlerinde bıçak sırtı şeklindeki bir ayırıcı yerine bağlantı bölgesini 180° ya da 360° çevreleyen künt ayırıcı bir uç kullanılması önerilmektedir (35, 157, 158). Çalışmamızda kuvveti restorasyona tek bir noktadan uygulamak yerine tüm restorasyon yüzeyi boyunca uygulayabilmek amacıyla ayırıcı parça olarak 3 mm kalınlığında ve bağlantı bölgesini 180° çevreleyen bir profil kullanıldı.

Bağlantı testlerindeki en önemli parametre adezyon alanıdır. Küçük adezyon alanlarının daha yüksek bağlanma dirençleri değerleri verdiği gösterilmiştir. Bu nedenle pratikte mikro-testlerle elde edilen test sonuçları makro-testlerle elde edilen sonuçlardan daha yüksektir. Makro-çekme direnci değerleri ise makro-makaslama direnci değerlerinden daha düşüktür (24, 102, 120). Bu çalışmaların aksine çalışmamızda

makaslama testi sonuçlarının çekme testi sonuçlarından daha düşük olduğu görülmüştür. Makaslama testi düzeneğinde kullandığımız kuvvet uygulayıcı parçanın kalın bir profil olması materyale daha çok devirici kuvvet uygulamasına neden olmaktadır. Çalışmamızdaki makaslama testi sonuçlarının daha düşük olmasının bu durumla ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Chang ve ark. (26), bağlanma kuvveti ile marjinal uyum ve restorasyonun mikrosızıntısının birbirleriyle bağlantılı olduğunu; iyi retansiyonun daha iyi marjinal adaptasyon ve daha az mikrosızıntıyı beraberinde getireceğini belirtmişlerdir. Bu açıdan çeşitli self-adeziv rezin simanların çekme ve makaslama testleri karşısında bağlanma dirençlerinin değerlendirildiği çalışmamız; kullandığımız materyallerin marjinal adaptasyon ve mikrosızıntıları ile ilgili olarak bir tahmin oluşturabilir.

Mine ve dentine bağlanmada 20 MPa'ın üzerindeki değerler, polimerizasyon büzülmesiyle meydana gelen stresleri karşılayabilmektedirler. Yapılan farklı çalışmalarda adeziv ajanların veya rezin simanların 7-40 MPa arasında değerler verdiği görülmüştür (102). Çalışmamızdaki sonuçların da bu aralıkta bulunduğu görülmektedir.

Bağlantı direncinin değerlendirilmesinde sayısal değerlerin yanı sıra aderent-adeziv ara yüzeyindeki ayrılma çeşidi de önemlidir. Literatürlerde ayrılma tipleri: adeziv (adeziv materyal ile aderent ara yüzünde meydana gelen ayrılma), koheziv (adeziv materyalin ya da aderentin kendi içerisinde oluşan ayrılma) ve bunların ikisinin de beraber gerçekleştiği adeziv ve koheziv ayrılma olarak tanımlanmaktadır (21, 65, 112, 119). Makaslama testleri materyalin koheziv direncini daha çok ölçerken; çekme testleriyle ara yüzdeki adezyon daha iyi incelebilmektedir. Makaslama testleri materyalin özellikleriyle daha yakından ilgilidir (102). Çalışmamızda örneklerdeki ayrılmaların çeşitlerinin gruplara göre herhangi bir farklılık göstermediği ve örneklerin büyük bölümünün adeziv ve koheziv ayrılmayı beraber gösterdiği görülmüştür. Çalışmamızda, Mota ve ark.nın (102) çalışmalarında olduğu gibi koheziv ayrılmaya çekme testlerinde daha az rastlanırken; makaslama testinde daha fazla rastlanmıştır. Çekme testlerinde en düşük değerleri gösteren self-etch adeziv sistem ve rezin siman uygulanan seromer grubunun makaslama testinde diğer gruplardan bu derece farklılık

göstermemesinin nedeni makaslama testlerinin materyalin özellikleriyle daha yakından ilgili olması ve tüm gruplarda aynı seromer materyali ve fiziksel özellikleri bu materyale çok yakın kompozit rezin kullanılmasıyla açıklanabilir.

Direkt ve indirekt kompozit restorasyonların dentin yüzeyine bağlanma dirençlerinin mikro-çekme testiyle incelendiği bir çalışmada (131), Filtek Z250 ve Clearfil AP-X kompozitleri kullanılmıştır. Direkt kompozitler Single Bond ve Clearfil SE Bond adezivleri kullanılarak; indirekt kompozitler ise 3M Opal Luting Cement ve Panavia F rezin simanları kullanılarak yapıştırılmıştır. Bu uygulamalar, örneklerin yarısı hazırlanırken pulpa basıncının taklit edildiği bir ortamda gerçekleştirilmiştir. Clearfil AP-X kullanılan direkt restorasyonlar; indirekt uygulanan Clearfill AP-X restorasyonlardan ve gerek direkt gerekse indirekt uygulanan Filtek Z250'den daha yüksek bağlanma direnci değerleri vermiştir. Basınç ortamında uygulama yapılmasının sonucu önemli ölçüde etkilemediği görülmüş ve çalışmanın sonucunda rezin simanların dentine bağlanmalarının daha da geliştirilmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu çalışmayı destekler tarzda, çalışmamızda da aynı adeziv ajanlarla yapılan direkt ve indirekt uygulamalar arasında self-etch adeziv kullanılan gruplarda direkt uygulama sonuçlarının indirekt uygulamalardan daha yüksek olduğu görülmüştür. Total-etch adeziv kullanılan gruplarda ise direkt ve indirekt uygulamalar birbirlerine yakın değerler göstermiştir.

Kompozit inleylerin mikrosızıntısında kullanılan siman tipinin ve marjinal boşlukların etkisinin incelendiği bir çalışmada (18) Klas V kompozit inleyler direkt ve indirekt yöntemlerle yapılarak rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin simanla yapıştırılmıştır. Direkt ve indirekt yöntemlerle yapılan inleyler arasında fark görülmezken rezin simanla yapıştırılan örneklerde marjinal sızıntıya daha az rastlanmıştır.

Seromer ve Empress II cam seramik materyalinin rezin simana bağlanmasının incelendiği bir çalışmada tüm örneklerde adeziv ve koheziv kırık görülürken cam-seramik materyalinin rezin simanla bağlantısı ortalama 64 MPa olarak; seromer materyali ile bu değer ortalama 37.21 MPa olarak ölçülmüştür (25). Çalışmamızda dentin yüzeyine farklı rezin siman uygulamalarıyla simante edilen seromerlerin bağlantı

dirençleri bu değerlerin altındadır. Bu farklılık, test düzeneklerinin birebir aynı olamaması ile ilişkilidir.

İndirekt kompozit rezin restorasyonların farklı simantasyon şekillerinin kırılma direncine etkisinin incelendiği bir çalışmada; restorasyonlar konvansiyonel rezin siman uygulaması, asitlemeden rezin siman uygulaması ve asitleme gerektirmeyen 4-META içerikli rezin siman uygulaması ile yapıştırılmıştır. Kompresif yüklemenin ardından örneklerin kırılması için gereken kuvvet kaydedilmiş ve 4-META içerikli siman ile yapıştırılan örneklerde en yüksek değer elde edilmiştir (22).

Seromerlerin simantasyonlarıyla ilgili çalışmalardan Gerdolle ve ark.nın (59) çalışmasında Targis inleyler Variolink II, Panavia F, rezin modifiye cam iyonomer (MRC) ve Fuji Plus ile yapıştırılmıştır. Her 4 simanda da sızıntı meydana gelmiş; sızıntıya en fazla sement dokusu kenarında rastlanmıştır. Bu nedenle bu simanların subgingival alanda daha dikkatli kullanılması gerektiği vurgulanmıştır. Çalışmada self-etch bonding prosedürü olan Panavia II en iyi sonucu vermiştir. Variolink II ve MRC minede az mikrosızıntı gösterirken ısısal çevrim sonrası sementte fazla mikrosızıntı göstermiştir. En fazla sızıntı rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji Plus' ta görülmüştür.

Diş hekimliğinde adeziv materyallerin uygulanımının artması ile çok sayıda ürün kullanıma sunulmuştur. Tüm kullanıcı ve üreticiler için adezivlerin etkinliğini değerlendiren ve kıyaslayan veriler giderek daha önemli bir hale gelmiştir. Adezivlerin etkinliği değerlendirilirken göz önünde bulundurulacak en önemli veri, adezivin diş dokusuna ve materyal yüzeylerine olan bağlantı direncidir. Bağlantı direncinin ölçülmesi adezivlerin etkinliğinin araştırılmasında kullanılan birkaç parametreden sadece biridir. Araştırmalar ağırlıklı olarak bağlantı dayanıklılığına yoğunlaşmıştır (107, 111, 113).

Dentinin yapısındaki ve kompozisyonundaki değişiklikler restorasyonların bağlanmasında önemlidir (62, 93). Dentin tübüllerinin lokalizasyonu ve oriyantasyonu sonucu etkileyebilmektedir (122). Çalışmadaki aynı malzemelerle aynı koşullarda

hazırlanan örneklerin farklı bağlantı direnci değerleri göstermesi bu durumla ilişkilendirilebilir.

Dental restorasyonların diş dokusuna yapışma kalitesi kullanılan simanın ve beraberindeki adeziv sisteminin özelliklerine bağlıdır. Rezin simanlar için asit, primer ve/veya adeziv uygulaması dentin yüzey koşulların değiştirilmesi açısından önemlidir (122).

Johnson ve ark. (75) çalışmalarında adeziv sistemlerle birlikte çinkofosfat siman, cam iyonomer siman ve modifiye rezin siman kullanarak yapıştırdıkları kronların retansiyonunu incelemişlerdir. Çinkofosfat siman öncesinde dentinin adezivle örtülmesi; dentin pürüzlülüğünü azaltması nedeniyle mekanik bağlanmayı olumsuz etkilemiştir. Bunun sonucunda %42 oranında azalma görülmüş ve en düşük sonuçlar bu grupta kaydedilmiştir. Cam iyonomer siman uygulaması öncesinde adeziv kullanımının ise retansiyonu %55 oranında arttırdığı izlenmiştir. Adeziv sistemle uygulanan modifiye rezin siman en yüksek retansiyon değerlerini göstermiştir. Çalışmanın sonucunda çinkofosfat simanla beraber dentinin örtülmesi sakıncalı olduğu belirtilmiş; bu uygulamanın cam iyonomer ve rezin bazlı simanlarla uygulanmasının avantajlı olduğunu bildirilmiştir.

Cura ve ark. (33) çalışmalarında aynı rezin simanın farklı adeziv sistemlerle beraber uygulanmasının mineye bağlanmadaki etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmada aynı rezin siman 3 adet total-etch adeziv (Scotchbond, Heliobond, PQ1), 2 adet iki aşamalı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond, Prime Bond NT) ve 1 adet tek aşamalı adeziv (Prompt-L Pop) kombinasyonları ve kontrol grubu olarak da adeziv sistem kullanılmaksızın mineye uygulanmıştır. Çalışma sonunda kullanılan tüm adeziv ajanlar, en yüksek değeri gösteren Prompt L-Pop dışında benzer değerler göstermiştir. Self-etch adezivler total-etch adezivler kadar yüksek sonuçlar vermiştir. Bu çalışmanın sonucunun aksine çalışmamızda self-etch adeziv uygulanan gruplarda daha düşük sonuçlar alınmıştır. Bu fark çekme testinde istatistiksel olarak anlamlı iken; makaslama testi için istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Self-etching adezivler demineralize dentine tam penetre olamama ve sonuç olarak da yeterli hibrit tabakası oluşturmama riskini beraberinde getirirler. Self-etch adezivlerin dentini farklı agresifliklerde demineralize etmeleri söz olabilmektedir (63, 64). Gregoire ve ark.nın (64) çalışmalarında bazı self-adezivlerin bu açıdan asitle beraber uygulanan sistemlere göre dentin permeabilitesini daha az miktarda azalttığı bildirilmektedir. Çalışmamızda self-etch adezivin daha düşük sonuçlar vermesi bu adezivin dentine total-etch adeziv kadar iyi penetre olamamasından kaynaklanabilir.

Söderholm ve ark.nın (138) 7. jenerasyon adeziv ajanların total-etch sistemle makaslama testi yapılarak karşılaştırıldığı çalışmalarında uygulamayı kolaylaştıran yeni adeziv ajanlarının total-etchden daha düşük sonuçlar verdiği görülmüştür. Çalışmada kullanılan iki adet 7. jenerasyon bondinglerden biri minede dentine göre daha yüksek değer verirken diğeri dentinde daha yüksek sonuç vermiştir. Uygulamaların 6 tecrübesiz; 3 tecrübeli diş hekimleri tarafından yapıldığı bu çalışmada tecrübeli diş hekimlerinin uygulamaları genel olarak daha yüksek sonuçlar verirken; tecrübeli olmayan diş hekimlerinin uyguladığı total-etch örnekleri bile 7. jenerasyon ajanlardan daha yüksek sonuçlar vermiştir. Çalışmamızda da total-etch adeziv sistemin daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesinin sonuçları olumsuz etkilemediği görülmüştür.

Perdigao ve ark. (115) çalışmalarında 5 adet tek aşamalı 7. jenerasyon adeziv ve kontrol gurubu olarak iki-aşamalı total-etch ve self-etch adeziv kullanmışlar ve uyguladıkları mikro-çekme testlerinde en yüksek bağlanma dirençlerinin total-etch grubuyla sağlandığını ve en yeni tek aşamalı adezivlerin bağlanma kabiliyetlerinin içeriklerine bağlı olduğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmada total-etch sistemlere kıyasla düşük bağlanma direnci ve yüksek spontan kopma hızı göstermeleri nedeniyle bazı self-etch adezivlerin klinik kullanımlarının önerilmesinden önce daha dikkatli incelenmesi gerektiği belirtilmektedir.

Self-etch adezivler ile total-etch adezivlerin makaslama testleriyle karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise (49) self-etch adezivlerin 4. ve 5. jenerasyon ajanlara göre daha düşük bağlanma direnci gösterdiği görülmüştür. Asit-primer ve adeziv uygulaması işlemlerinin ayrı basamaklarda gerçekleştirildiği 4. jenerasyon ajanlar en yüksek

sonuçları vermiştir. Çalışmamızda da self-etch adeziv kullanılan direkt uygulama örneklerinin bağlanma dirençlerinin total-etch örneklerine göre daha düşük olduğu tespit edilmiş ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür .

Self-etch adezivlerle total-etch adezivlerin mikrosızıntı açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada (17) Klas V kompozit restorasyonlarda kuvvetli ve intermediate self-etch adezivlerin mine kenarlarını yeterince örttüğü ve self-etch sistemlerin dentin kenarlarında daha az etkili olduğu belirtilmiştir. Klas V restorasyonlarda mikrosızıntı açısından self-etch adezivler ve total-etch adezivler arasında önemli bir fark görülmemiştir. Self-etch sistemlerin total-etch sistemlere kıyasla dentinde aynı derecede etkiliyken minede daha az etkili olduğu belirtilmiştir.

Posterior bölgede kullanılan packable kompozitlerin marjinal adaptasyonunun incelendiği bir çalışmada self-etch adeziv uygulanan dentin yüzeyinde total-etch yapılan yüzeye göre adaptasyonun daha zayıf ve buna paralel olarak da mikrosızıntının daha fazla olduğu gösterilmiştir (51).

Frankerberger ve Franklin (54) self-etch ve total-etch adeziv sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında 3 aşamalı total-etch adeziv olarak Syntac Classic, Solobond Plus, Optibond FL; 2 aşamalı total-etch adeziv olarak Admira Bond ve Single Bond; 2 aşamalı self-etch adeziv olarak Adhe SE, Clearfil SE Bond ve tek aşamalı self-etch adeziv olarak Adper Prompt ve Xeno III kullanmışlardır. Çalışmada total-etch adeziv uygulanan yüzeylerin marjinlerinde daha az boşluğa rastlanırken (%90); iki aşamalı self-etch adezivlerde bu oran %75 ve tek aşamalı adezivlerde %55 olarak bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda mineye bağlanma fosforik asitle asitleme yapılan grupta daha etkin bulunmuştur. Mine ve dentine bağlanma etkinliği açısından uygulamaları basitleştirilmiş sistemlerin konvansiyonel total-etch sistemlerin henüz önüne geçemediği bildirilmiştir. Buna benzer bir yorum 1998-2004 yılları arasındaki literatürlerin incelendiği başka bir çalışmada da (116) belirtilmiştir. Bu çalışmada da adeziv uygulama aşamalarının sadeleşmesine yönelik yenilikler geliştirilse de bunların bağlanma etkinliğinde azalmaya neden olduğu belirtilmiştir.

Cardoso ve ark. (24) çalışmalarında dentinde 2 aşamalı total-etch adeziv ve 2 aşamalı self-etch adeziv sistemlerin çekme, mikro-çekme ve makaslama dirençlerini incelemişler ve asit uygulanan gruplarda daha yüksek değerler bulmuşlardır. Yine başka bir çalışmada (7) çok aşamalı adeziv sistemlerin daha iyi performans gösterdiği belirtilmektedir. Çalışmamızda direkt uygulama yapılan gruplarda her iki testte de total-etch grupları self-etch gruplarına göre daha yüksek sonuç gösterirken bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Aynı adezivlerle indirekt uygulama yapılan gruplarda makaslama testinde de istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken çekme testlerinde total-etch grubunda alınan sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. Bu durum makaslama testleriyle daha çok materyalin direnci ölçülebilenken çekme testleriyle arayüzdeki adezyonun daha iyi incelenebilmesi ile ilgili olabilir.

Self-adeziv rezin simanların bağlanma mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır. SEM ve TEM’deki görüntülerde self-etch adezivlerde olduğu gibi ayrı bir demineralizasyon ve hibridizasyon tabakası görülmemiştir (69). Komine ve ark.nın (79) çalışmalarında ise test sonucunda bu simanın kullanıldığı örneklerin SEM incelemelerinde kırılmanın zayıf olan hibrit tabaka ve rezin siman arasında olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızdaki SEM incelemelerinde self-adeziv rezin siman örneklerinde Hikita ve ark.nın (69) çalışmalarındaki gibi ayrı bir demineralizasyon ve hibridizasyon tabakası incelenememiştir.

Rosentritt ve ark. (122) çalışmalarında RelyX Unicem’in diğer rezin simanlarla kıyaslanabilecek marjinal bütünlük gösterdiğini belirtmektedir. Bu simanın kapsülize edilmiş formu daha az hava boşluğu içeren daha homojen bir yapı sağladığından bu sonuca katkısı olabileceği ifade edilmiştir (122, 152). Dişe ön işlem uygulanmaması sebebiyle smear tabakası yüzeyde kalır ve dentin tubullerinde rezin taglarının oluşumunu engeller. Örnek transmisyon elektron mikroskobu (TEM) görüntüsünde de dentin ve siman arasında bu tabaka varlığını gösterir. Değiştirilmeden kalan yada modifiye olan smear tabakası tübülleri her yönde kapatan doğal bir bariyer görevi görür. Adeziv ajanın veya simanın smear tabakaya iyi penetre olmaması bağlantıyı zayıflatır. Adeziv başarısızlık adeziv ve hibrit tabaka arasında veya hibrit tabaka ve sağlam dentin

arasında yeralabilir. Bu nedenle modifiye smear tabaka oluşturan sistemler düşük bağlanma değerleri gösterirler (122). RelyX Unicem bu durumun aksine bu çalışmada rezin simanlarla benzer bağlanma kuvveti göstermiştir ve çalışmanın sonucunda rezin siman ve self-adeziv materyal iyi bir marjinal bütünlük sağlamış ve düşük miktarda mikrosızıntıya neden olmuşlardır. Resin modifiye cam iyonomer ve kompomer önemli derecede fazla boya sızıntısı göstermiştir. Dyract Cem Plus kompomerde klinik uygulamayı kısıtlayabilecek sertleşme problemleri tespit edilmiştir. Bu çalışmaya göre RelyX Unicem dişe ön işlem uygulamasını ortadan kaldıran kolay uygulanımı ile rezin simanlara alternatif olabilecektir (122). Çalışmamızın sonucu olarak da bu simanların adeziv sistemle kombine olarak kullanılan rezin simanlara benzer bağlanma dirençleri göstermesi açısından alternatif olabileceği düşünülmektedir.

Uy ve ark. (152) çalışmalarında 4 rezin siman ve çinkofosfat simanla yapıştırılan altın kronları kırılma testine almışlar ve rezin simanların adeziv sistemlerle uygulandığı takdirde başarılı olduklarını bildirmiştir. Resin simanın adeziv ajanla uygulanması durumunda en yüksek tutuculuk rezin simanla elde edilmiştir. Prime Bond NT adeziv ile beraber Calibra en yüksek değeri vermiştir. Rely X Unicem daha düşük olarak çinkofosfata yakın değer vermiştir. Altın kronlar adeziv ajan uygulanmaksızın rezin simanla yapıştırıldıklarında diğer simanlardan daha düşük sonuçlar vermiştir. Çalışmada RelyX Unicem, diğer rezin simanlara göre dentine ön işlem uygulanmadığı için en az teknik sensitif olarak değerlendirilmiş ve tek dozluk kapsül formda olmasıyla karıştırma hatasının söz konusu olmayacağı belirtilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız diğer simanlar otomiks şırınga içerisinde bulundukları için bu simanlarla da karıştırma hatası riskinin bulunmadığı söylenebilir.

Ernst ve ark. (48) çalışmalarında zirkonyum kronların simantasyonunda kompomer (Dyract Cem Plus), rezin modifiye cam iyonomer, self-adeziv rezin siman, Superbond C&B adeziv ajan ile kombine rezin siman (Panavia) ve cam iyonomer siman kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda rezin simanlar; cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simana kıyasla daha yüksek sonuçlar vermiştir. Rely X Unicem, diğer çok aşamalı uygulamalarla benzer sonuçlar vererek yüksek retantif

direnç göstermiştir. Diğer çok aşamalı uygulamalar ile aralarında retantif direnç bakımından fark görülmemiştir. Çalışmamızdan elde edilen sonuç da bu yöndedir.

Balbosh ve ark. (10) çalışmalarında açılı titanyum postları çinkofosfat, cam iyonomer siman (Ketac Cem), rezin siman (Panavia), self adeziv rezin siman (Rely X Unicem) ile simante etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda ısısal çevrimler sonrası tüm değerlerin azaldığı, mekanik olarak pürüzlendirilen dentin kanallarında bağlantının arttığı ve Rely X Unicem ile Panavia'nın birbirine yakın değerler verdiği görülerek rezin simanların daha iyi bağlantı sağladığı bildirilmiştir.

Bitter ve ark. (14) çalışmalarında; Clearfil Core New Bond +2 aşamalı total-etch adeziv sistem, Multilink +self-etch adeziv sistem, Panavia F +self-etch adeziv sistem, Perma Flo DC +3 aşamalı total-etch adeziv sistem, Variolink II +2 aşamalı total-etch adeziv sistem, RelyX Unicem ve konvansiyonel cam iyonomer siman kullanarak zirkonyum post simante etmişlerdir. Kullanılan siman çeşidi ile elde edilen bağlantı direnci arasında fark görülmüştür. Multilink ve Perma Flo DC en yüksek sonuçları gösterirken cam iyonomer simanla elde edilen değer en düşük düzeydedir ve zirkonyum postların simantasyonunda önerilmemektedir. Materyal yüzeylerinin pürüzlendirilmesi özellikle Panavia F rezin simanı kullanıldığındaki bağlanma direncini önemli düzeyde arttırmıştır.

Hikita ve ark. (69) mikro-çekme testiyle 5 adeziv yapıştırma ajanının mineye ve dentine bağlanmadaki etkinliğini inceledikleri çalışmalarında; Linkmax, Nexus 2, Panavia F, RelyX Unicem ve Variolink rezin simanlarını kullanmışlardır. Çalışmada rezin simanlarla kullanılan adeziv sistemlerde Rely X Unicem + L-Pop tek aşamalı adeziv; Rely X Unicem + asitleme + L-Pop all-in-one tek aşamalı adeziv; Nexus 2 + Optibond Solo şeklinde modifikasyon yapıldığı gruplar yer almaktadır. Çalışmanın sonucunda bazı faktörlerin bağlanmayı etkilediği gösterilmiştir: RelyX Unicem'in minede asitleden sonra uygulanması bağlanmayı arttırmıştır. Simantasyondan önce adeziv ajanın polimerize edilmemesi bağlanmayı azaltmıştır. Hem kimyasal hem ışıkla ikili polimerize olan (dual-cure) adezivlerin kimyasal polimerizasyon potansiyeli düşük olanlarının kullanılması bağlantıyı arttırmıştır. Doğru uygulandığı takdirde total-etch ve

self-etch ve self-adeziv yapıştırma ajanları mine ve dentine bağlanmada aynı derecede etkilidirler. Çalışmamızda da iki adeziv direkt uygulamada benzer derecede etkili bulunmuştur.

Piwowarczyk ve ark.nın (119) çalışmalarında; çinkofosfat siman, cam iyonomer simanlar (FujiI ve Ketac Cem), rezin modifiye cam iyonomer simanlar (Fuji Plus, Fuji Cem, Rely X Luting), rezin simanlar (RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute ve RelyX Unicem; prepolimerize kompozit disklerin altın içerikli metal altyapı, Procera AllCeram, IPS Empress ve IPS Empress 2 seramiklerine yapıştırılmasıyla test edilmiştir. Örneklerin yarısı simantasyondan yarım saat sonra diğer yarısı ise ısısal çevrim işlemlerinden sonra makaslama testine alınmışlardır. Çalışmanın sonucunda simantasyondan 30 dk sonra teste alınan örneklerden çinkofosfat ve cam iyonomer simanların en düşük değerleri verdiği, ısısal çevrimden sonra rezin simanlar ve RelyX Unicem'in daha yüksek değerler verdiği ve test edilen simanlar arasında sadece RelyX Unicem'in tüm substratlarda ve test zamanlarında en yüksek bağlanma direncini verdiği görülmüştür. RelyX Unicem bu çalışmanın sonunda bu simanın test edilen tüm materyallerin uygulamalarında başarıyla kullanılabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda bu siman diğer rezin siman uygulamalarıyla benzer başarılı sonuçlar vermiştir.

Self-adeziv rezin simanların kullanıldığı bir çalışmada (60), 48 düz mine ve dentin yüzeylerine Paradigm kompozit overleyler; Panavia F 2.0, RelyX Unicem ve Maxcem ile simante edilmiş ve mikro-çekme testine alınmışlardır. 5 dakikalık kendi kendine sertleşme (self-cure) periyodunda kompozit bloklara 20 ve 40g/mm² kuvvet uygulanmış ve daha sonra ışıkla polimerizasyonları tamamlanmıştır. Sonuç olarak; Panavia ve RelyX Unicem yapıştırma esnasında uygulanan basıncın artmasıyla daha yüksek bağlanma direnci değerleri göstermişlerdir. Minede adezyon açısından simanın tipi önemli bir faktör olarak değerlendirilmiş ve Panavia en yüksek; Maxcem en düşük sonucu vermiştir. Ölçülen bağlanma direçleri ile SEM'de görülen morfolojik sonuçlar arasında bağlantı görülmüştür. Arayüzdeki bağlanma direnci ve self-adeziv simanların adaptasyonu simantasyon esnasında uygulanan basıncın parmak basıncından daha fazla olduğu durumda artması sözkonusudur. Ancak bu uygulama klinik uygulanabilirliği olmadığından çalışmamızda tercih edilmemiştir.

Komine ve ark. (79) çalışmalarında 48 çekilmiş büyük azı alüminyum oksit seramik kronla restore ederek bu restorasyonları kontrol grubu olarak akrilik rezin siman Super-Bond C&B, self-etch rezin siman olarak Panavia F ve self-adeziv rezin siman olarak Rely X Unicem kullanılarak simante etmişlerdir. Örneklerin yarısına simülatörde termomekanik yükleme yapılmıştır. Yüklemenin yapılmasının Super-Bond C&B ve Rely X Unicem ile simante edilen gruplardaki kırılma direncini etkilemediği ancak Panavia ile yapıştırılan gruta bu değerlerin düştüğü görülmüştür. Çalışmanın sonucunda adeziv simanlarla yapıştırılan kronların kırılma dirençlerinin siman çeşidinden etkilendiği belirtilmiştir.

Abo-Hamar ve ark.nın (1) Rely X Unicem'in mine ve dentin yüzeyine bağlantı direncini inceledikleri çalışmalarında bu simanı total-etch rezin siman olarak Variolink II; self-etch rezin siman olarak Panavia F 2.0; kompomer olarak Dyract Cem Plus ve geleneksel cam iyonomer siman olarak Ketac Cem Maxicap ile makaslama direnci açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmada örneklerin yarısına ısısal çevrim uygulanırken diğer yarısı 24 saat distile suda bekletilmiştir. Dentine bağlanmada ısısal çevrim yapılmayan gruplarda Rely X Unicem diğer rezin simanlara benzer sonuçlar vermiş; dentine geleneksel cam iyonomerden ise önemli derecede fazla bağlandığı görülmüştür. Çalışmada yer alan total-etch rezin siman çalışmamızdaki gibi self-etch rezin simana göre yüksek sonuç vermiştir. Isısal çevrim sonrasında ise Rely X Unicem, self-etch rezin siman ve cam iyonomer simandan yüksek sonuçlar verirken bağlanma direnci total-etch rezin simandan daha zayıf bulunmuştur. Aynı çalışmada mineye bağlanma ısısal çevrim yapılmayan gruplar arasında incelendiğinde Rely X Unicem'in cam iyonomerden yüksek ancak diğer rezin simanlardan daha düşük bağlanma direncine sahip olduğu görülmüştür. Isısal çevrim yapılmasının bu sonucu değiştirmedeği tespit edilmiştir. Bu simanın az miktarda mine dokusu bulunan dişlerin restorasyonunda başarıyla kullanılabileceği ve ısısal çevrim işlemlerinin dentine bağlanmayı etkilemediği ancak simanla ilgili uzun dönemli çalışmaların olmadığı belirtilmiştir.

Rely X Unicem'in dentine bağlanmada diğer geleneksel rezin simanlar kadar başarılı olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (1, 37, 76). Çalışmamızın sonucu da bu yöndedir.

8. SONUÇ

Bu çalışmada dentin yüzeyine üç farklı self-adeziv rezin simanla yapıştırılan seromerler, çekme ve makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlanma dirençleri yönünden total-etch veya self-etch sistemle uygulanabilen yeni bir rezin simanla yapıştırılan seromerler ve bu adeziv sistemlerle birlikte yapılan direkt uygulamalarla karşılaştırılarak değerlendirilmiş, kopma yüzeyleri SEM’de incelenerek aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çekme testindeki en yüksek değerleri total-etch adeziv sistemle birlikte direkt uygulamanın yapıldığı kontrol grubu göstermiştir. Makaslama testinde ise en yüksek değerler Embrace WetBond self-adeziv rezin simanla yapıştırılan seromer grubunda izlenmiştir.
2. Bağlantı dirençlerinin ölçülmesi için yapılan çekme ve makaslama testlerinin her ikisinde de en düşük değerler self-etch adeziv sistemle birlikte rezin simanla yapıştırılan seromer gruplarında ölçülmüştür.
3. Dentine ön işlem gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar kullanılarak yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlanma başarısı total-etch ve self-etch adeziv sistemlerle yapılan direkt uygulamaların başarısı kadar yüksektir.
4. Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin çekme ve makaslama kuvvetleri karşısındaki dirençleri adeziv sistemlerle birlikte kullanılan rezin simanla yapıştırılan seromerler kadar yüksek olduğu görülmüştür.
5. Total-etch adeziv sistem uygulaması yapılan dentin yüzeylerinde, kullanılan asidin smear tabakasını ortadan kaldırarak tübül ağızlarını açtığı görülürken self-etch sistem uygulanan yüzeylerde smearden zengin bir tabaka izlenmiştir. Self-adeziv rezin siman uygulanan yüzeylerde belirgin bir smear tabakası izlenememiştir.

9. KAYNAKLAR

1. Abo-Hammer S.E., Hiller K.A., Jung H., Federlin M., Friedl K.H., Schmalz G.: Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin. Oral Invest., 9:(3): 161-167, 2005.
2. Akaltan F.: Yapıştırma simanları. TDBD, 71: 58-63, 2002.
3. Akinmade A.O., Nicholson J.W.: Review: Glass ionomer cements as adhesives. Part 1. Fundamental aspects and their clinical relevance. J. Mater. Sci., 4: 95-101, 1993.
4. Alaçam T., Nalbant L., Alaçam A.: İleri Restorasyon Teknikleri. s. 199-211, 309-340, Polat Yayınları, Ankara, 1998.
5. Anusavice K.J.: Philips's Science of Dental Materials. 10th Edition. s. 49-74, W.B. Saunders Company, Pennsylvania, 1996.
6. Arıkan S.: Posterior kompozit restorasyonlar. C. Ü. Dişhek. Fak. Derg., 8:(1): 63-70, 2005.
7. Ateyah N., Elhejazi A.A.: Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials. J. Contemp Dent. Pract., 5:(1): 63-73, 2004.
8. Attar N., Tam L. E., McComb D.: Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. J. Canad. Dent. Assoc., 69:(8): 516-521, 2003.
9. Bala O.: Poliasit- modifiye kompozit rezinler. C.Ü. Dişhek. Fak. Derg., 1:(2): 113-118, 1998.
10. Balbosh A., Ludwig K., Kern M.: Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. J. Prosthet. Dent., 94: 227-233, 2005.
11. Bayırlı G., Şirin Ş.: Konservatif Diş Tedavisi. s. 8-22, Dünya Tıp Kitabevi, İstanbul, 1982.
12. Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G.: Marginal adaptation in

dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-trying systems. *Dent. Mater.*, 20, 191-197, 2004.

13. Bergman M.: The clinical performance of ceramic inlays: A review. *Aust. Dent. J.*, 44:(3): 157-168, 1999.
14. Bitter K., Priehn K., Martus P., Kielbassa A.: In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J. Prosthet. Dent.*, 95: 302-310, 2006.
15. Blank J.T.: Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J. Esthet. Dent.*, 12:(4): 195-208, 2000.
16. Blatz M., Sadan A., Kern M.: Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 268-274, 2003.
17. Brackett W., Haisch L., Pearce M., Brackett M.: Microleakage of Class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. *J. Prosthet. Dent.*, 91: 42-47, 2004.
18. Browning WD., Safirstein J.: Effect of gap size and cement type on gingival microleakage in Class V resin composite inlays. *Quintessence Int.*, 28:(8): 541-545, 1997.
19. Brunton PA., Cattell P., Burke T., Wilson N.H.F.: Fracture resistance of teeth restored with onlays of three tooth-colored resin bonded restorative materials. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 167-171, 1999.
20. Burke F.J.T., McHugh S., Randall RC., Meyers I.A., Pitt S.J., Hall A.C.: Direct restorative materials use in Australia in 2002. *Aust. Dent. J.*, 49:(4): 185-191, 2004.
21. Burke F.J.T., Shortall A.C.C., Combe E.C., Aitchison T.C.: Assessing restorative dental materials: 1. Testing methods and assessment of results. *Dent. Update*, 29: 188-194, 2002.

22. Burke F.J.T., Wilson N.H., Watts D.C.: Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. *Quintessence Int.*, 25:(4): 269-275, 1994.
23. Canpolat C.: Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki rezin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul, 2001 (Danışman: Doç. Dr. A. Sertgöz).
24. Cardoso P., Braga R., Carrilho M.: Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent. Mater.*, 14: 394-398, 1998.
25. Ceruti P., Erovigni F., Casella F., Lombardo S.: Adhesive restorations: comparative evaluation between the adhesion of the glass-ceramics to the composite cement and the adhesion of the ceromer to the composite cement. *Minerva Stomatol.*, 54:(10): 531-540, 2005.
26. Chang J.C., Hart D.A., Estey A.W., Chan J.T.: Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 18-23, 2003.
27. Chin G., Chong J., Kluczevska A., Lau A., Gorjy S., Tennant M.: The environmental effects of dental amalgam. *Aust. Dent. J.*, 45:(4): 246-249, 2000.
28. Cho L.R., Yi Y.J., Heo S.J.: Effect of tooth brushing and thermal cycling on a surface change of ceromers finished with different methods. *J. Oral Rehabil.*, 29: 816-822, 2002.
29. Cho S., Cheng A.: A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *J. Can. Dent. Assoc.*, 65: 491-496, 1991.
30. Christensen G.J.: The rise of resin for cementing restorations. *J. Am. Dent. Assos.*, 124: 104-105, 1993.

31. Christensen G.J.: The coming demise of the cast gold restoration? J. Am. Dent. Assos., 127: 1233-1236, 1996.
32. Collection of scientific results: In vivo clinical studies, in vitro research, reviews January 2002-March 2004. 3M ESPE Research and development service, 2004.
33. Cura C., Saraçoğlu A., Çöter S.: Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. J. Prosthet. Dent., 89: 394-399, 2003.
34. Dayangaç B.: Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara, Güneş Kitabevi, 2000.
35. De Hoff P.H., Anusavice K.J., Wang Z.: Three dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent. Mater., 11: 126-131, 1995.
36. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B.: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. J. Dent. Res., 84: 118-132, 2005.
37. 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., 20: 963-971, 2004.
38. Della Bona A., Van Noort R.: Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J. Dent. Res., 74: 1591-1597, 1995.
39. Diaz- Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R.: Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J. Prosthet. Dent., 81: 135-141, 1999.
40. Dietschi D., Magne P., Holz J.: Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quint. Int., 25: 659-674, 1994.
41. Dietschi D., Spreafico R.: Adhesive Metal-Free Restorations. Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth. Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1997.

42. Dong C.C.S., McComb D., Anderson J., Tam L.E.: Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. J. Can. Dent. Assoc., 69:(4): 229-234, 2003.
43. Douglas R.D.F.: Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J. Prosthet. Dent., 83: 166-170, 2000.
44. Duke E.S.: The introduction of a new class of composite resin: Ceromers. Compendium, 20: 246-247, 1999.
45. El-Mowafy O.: The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. J. Can. Assoc., 67: 97-102, 2001.
46. Ergin S., Gemalmaz D.: Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. J. Prosthet. Dent., 88: 491-498, 2002.
47. Ergüven S.: Adeziv rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul, 2005 (Danışman: Prof.. Dr. D. Gemalmaz).
48. Ernst C.P., Cohnen U., Stender E.: In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J. Prosthet Dent., 93: 551-559, 2005.
49. Ernst C.P., Holzmeier M.: In vitro shear bond strength of self-etching adhesives in comparison to 4th and 5th generation adhesives. J. Adhes. Dent., 6:(4): 293-299, 2004.
50. Ertuğrul H.Z., İsmail Y.H.: An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. J. Prosthet. Dent., 93: 446-452, 2005.
51. Fabianelli A., Goracci C., Ferrari M.: Sealing ability of packable resin composites in class II restorations. J. Adhes. Dent., 5:(3): 217-223, 2003.

52. Foong J., Lee K., Tang G., Austin D., Ching C., Burrow M.F., Thomas D.L.: Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Aust. Dent. J.*, 51:(3): 252-257, 2006.
53. Fortin D., Vargas M.: The spectrum of composites: new techniques and materials. *J. Am. Dent. Assos.*, 131: 26-30, 2000.
54. Frankerberger R., Franklin R.T.: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent. Mater.*, 21: 397-412, 2005.
55. Freitas C.R., Miranda M.I., Andrade M.F., Flores V.H., Vaz L.G., Guimaraes C.: Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int.*, 33:(8): 589-594, 2002.
56. Garber D.A., Goldstein R.E.: *Porcelain and Composite Inlays and Onlays. Esthetic Posterior Restorations.* Quintessence Publications Co.Inc., Chicago, 1994.
57. Gemalmaz D., Sertgöz A., Özcan M., Yoruç A.B., Alkumru H.N.: In vivo and in vitro evaluation of marginal integrity in ceramic inlays. *J. Mar. Uni. Dent. Fac.*, 2: 465-474, 1996.
58. Gemalmaz D.: Bölümlü metal desteksiz seramikler, 2. İndirekt inley/onley restorasyonlar. *TDBD*, 71: 73-76, 2002.
59. Gerdolle D., Mortier E., Loos-Ayav C., Jacquot B., Panighi M.: In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 93: 563-570, 2005.
60. Goracci C., Cury A., Cantoro A., Papacchini F., Tay F., Ferrari M.: Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J. Adhes. Dent.*, 8:(5): 327-335, 2006.

61. Gordan V., Boyer D., Söderholm K.J.: Enamel and dentin shear bond strength of two resin modified glass ionomers and two resin based adhesives. *J. Dent.*, 26: 497-503, 1998.
62. Gökalp S., Ayvaz E.Y.: Dental adezivler. *TDBD*, 71:10-14, 2002.
63. Gökalp S.: Self-etching adeziv sistemler. *TDBD*, 80:57-59, 2004.
64. Gregoire G., Joniot S., Guignes P., Milas A.: Dentin permeability: Self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 42-51, 2003.
65. Hara A.T., Pimenta L.A., Rodrigues A.L.: Influence of cross-head speed on resin-dentin shearbond strength. *Dent. Mater.*, 17: 165-169, 2001.
66. Hewlett E.R.: Resin adhesion to enamel and dentin. A review. *J. Calif. Dent. Ass.*, 45: 60-65, 2003.
67. Heys R.J., Fitzgerald M.: Microleakage of three cement bases. *J. Dent. Res.*, 70: 55-58, 1991.
68. Hickel R., Manhart J.: Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J. Adhes. Dent.*, 3:(1): 45-64, 2001.
69. Hikita K., Van Meerbeek., De Munck J., Ikeda T., Van Landuyt K., Maida T., Lambrechts P., Peumans M.: Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent. Mater.*, 23:(1): 71-80, 2007.
70. Hogan L.C., Burrow M.F.: The microtensile strength of bonding resins. *Aust. Dent. J.*, 46:(3): 194-197, 2001.
71. Hse K.M.Y., Leung S.K., Wei S.H.Y.: Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Aust. Dent. J.*, 44:(1): 1-11, 1999.
72. Hubbetzoğlu İ., Hürmüzlü F., Bolayır G.: Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *C.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*, 8:(1): 5-10, 2005.

73. Jackson R. D., Morgan M.: The new posterior resins and simplified placement technique. *J. Am. Dent. Assos.*, 131: 375-383, 2000.
74. Jacobsen PH., Rees JS.: Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int. Dent. J.*, 42:(3): 145-154, 1992.
75. Johnson G.H, Hazelton L.R, Bales D.B.: The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of resin. *J. Prosthet. Dent.*, 91: 428-435, 2005.
76. Johnson J.C., Burgess J.O., Blatz M.B.: Bond of new resin cements to enamel, dentin and alumina. *J. Dent. Res.*, 83 (Spec Issue A): IADR Abst.: 474, 2004.
77. Kitasako Y., Burrow M.F., Katahira N., Nikaido T., Tagami J.: Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J. Dent.*, 29: 139-144, 2001.
78. Knobloch L. A., Kerby R. E., Seghi R., Berlin J. S., Clelland N.: Fracture toughness of packable and conventional composite materials. *J. Prosthet. Dent.*, 88: 307-313, 2002.
79. Komine F., Tomic M., Gerds T., Strub J.R.: Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 92: 359-364, 2004.
80. Krämer N., Lohbauer U., Frankerberger R.: Adhesive luting of indirect restorations. *Am. J. Dent.*, 13: 60-76, 2000.
81. Kreulen C.M., Moscovich H., Dansen K.A, Creugers N.H.J.: Time-and-motion study on Class II copy-milled ceramic inlays. *J. Dent.*, 28: 429-436, 2000.
82. Kugel G., Ferrari M.: The science of bonding: from first to sixth generation. *J. Am. Dent. Assos.*, 131: 20-25, 2000.
83. Kükürer D.: Targis inleylerin klinik performansının ve marjinal adaptasyonunun incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul, 2002 (Danışman: Doç. Dr. D. Gemalmaz).

84. Kükürer D., Gemalmaz D., Kuybulu E.O., Bozkurt F.: A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *Int. J. Prosthodont.*, 17;(1): 17-23, 2004.
85. Leinfelder K.F., Bayne S.C., Swift E.J., Lutz F., Krejci I., Shellard E., Duke E.S., Fortin D., Vargas M.A., Bryant R.: Packable composites: Overview and technical considerations. *J. Esthet. Dent.*, 11(5): 234–249, 1999.
86. Leinfelder K.F.: Composite Resins. *Dent. Clin. North Am.*, 29: 359-371, 1985.
87. Leinfelder K.F.: The new developments in resin restorative systems. *J. Am. Dent. Assoc.*, 128: 573-581, 1997.
88. Lösche G.M.: Marginal adaptation of class II composite fillings: Guided polymerization vs reduced light intensity. *J. Adhesive Dent.*, 1: 31-39, 1999.
89. Mak Y.F., Lai S.C., Cheung G.S., Chan A.W., Tay F.R., Pashley D.H.: Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent. Mater.*, 18:(8): 609-621, 2002.
90. Manhart J., Chen H.Y., Draegert U., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Vickers hardness and depth of light-cured packable composite resins. *J. Dent. Res. Abst.*, 2000.
91. Manhart J., Kunzelmann K.H., Chen H.Y., Hickel R.: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent. Mater.* 16: 33-40, 2000.
92. Manhart J., Neuerer P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner A., Hickel R.: Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 84: 289-296, 2000.
93. Marshall G.W.J., Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M.: The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J. Dent.*, 25: 441-458, 1997.
94. McLean J.W., Wilson A.D.: The clinical development of the glass ionomer

- cements. 1. Formulations and properties. Australian Dent. J., 22:31-36, 1977.
95. McCabe J.F.: Resin – Modified Glass – Ionomers. Biomaterials, 19: 521-527, 1998.
96. Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with or without softstart-polymerization. J. Dent., 25: 321-330, 1997.
97. Mitchell C.A., Douglas W.H.: Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. Biomaterials, 18: 1127-1131, 1997.
98. Miyazaki M., Iwasaki K., Soyamura T.: Resin-modified glass ionomers: Dentin bond strength versus time. Oper. Dent., 23: 144-153, 1998.
99. Mjör I.A., Qvist V.: Marginal failures of amalgam and composite restorations. J. Dent., 25: 25-30, 1997.
100. Mjör I.A., Moorhead J.E., Dahl J.E.: Reasons for placement of restorations in permanent teeth in general dental practice. Int. Dent. J., 50: 361-366, 2000.
101. Monaco C., Baldissara P., Orologio G.D., Scotti R.: Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. Int. J. Prosthodont., 14(1): 81-87, 2001.
102. Mota C.S., Demarco F.F., Camacho G.B., Powers J.M.: Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. J. Prosthet. Dent., 89: 558-564, 2003.
103. Mount G.J.: Glass-Ionomers: A review of their current status. Oper. Dent., 24: 115-124, 1999.
104. Nalbant D.: Rezin modifiye cam iyonomer simanlar. G.Ü. Dişhek. Fak. Derg., 19(1): 47-51, 2002.
105. Nalcaci A., Kucukesmen C., Uludag B.: Effect of high-powered LED

- polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J. Prosthet. Dent.*, 94: 140-145, 2005.
106. O'Brien W.J.: *Dental Materials and their selection*. 3rd Edition. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 2002.
107. Öilo G.: Bond strength testing- what does it mean? *Int. Dent. J.*, 43: 492-496, 1993.
108. Ortega V.L., Pegoraro L.F., Conti P.C.R., Dovalle A.L., Bonfate G.: Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J. Oral Rehabil.*, 31: 393-397, 2004.
109. Önal B.: Kompozit inleyler. *TDBD*, 71: 28-30, 2002.
110. Önen A.: Günümüzde Amalgam, *TDBD*, 71: 34-36, 2002.
111. Öztürk N., Aykent F.: Dentin bonding ajanlar ve simantasyon., *C.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*, 4:(2): 128-131, 2001.
112. Öztürk N., Aykent F.: Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques an one bonding system. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 275-281, 2003.
113. Pashley D.H., Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M., Carvalho R.M.: Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent. Mater.*, 11: 117-125, 1995.
114. Pecora N., Yaman P., Dennison J., Herrero A.: Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J. Prosthet. Dent.*, 88: 511-515, 2002.
115. Perdigao J.G., George G., Renata F., Jon W.: In vitro bonding performance of all-in one adhesives. Part 1- Microtensile bond strengths. *J. Adhes. Dent.*, 8:(6): 367-373, 2006.
116. Peumans M., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Van

- Meerbeek B.: Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent. Mater.*, 21: 864-881, 2005.
117. Peutzfeldt A., Asmussen E.: The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties and in vitro wear of two resin composites. *J. Dent.*, 28: 447-452, 2000.
118. Peutzfeldt A., Asmussen E.: Adhesive systems: Effect on bond strength of incorrect use. *J. Adhes. Dent.*, 4: 233-242, 2002.
119. Piwowarczyk A., Lauer H., Sorensen J.: In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J. Prosthet. Dent.*, 92: 265-273, 2004.
120. Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5th Edition, Elsevier Health Sciences, 2006.
121. Rosenstiel S.F., Land M.F., Crispin B.J.: Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet. Dent.*, 80: 280-301, 1998.
122. Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G.: Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent. Mater.*, 20: 463-469, 2004.
123. Roulet J.F.: Longevity of glass ceramic inlays, composite inlays and amalgam-results up to 6 years. *Clin. Oral Invest.*: 1: 40-46, 1997.
124. Roulet J.F.: The problems associated with substituting composite resins for amalgam: A status report on posterior composites. *J. Dent.*, 16: 101-113, 1998.
125. Roulet J.F.: Adhesive dentistry in the 21st century. *Oper. Dent.*, 25: 355-366, 2000.
126. Ruse D.: What is a "compomer"? *J. Can. Dent. Assoc.*, 65: 500-504, 1999.
127. Santos M.J.M., Rebeca B.B.: Fracture resistance of maxillary premolars restored

- with direct and indirect adhesive techniques. *J. Can. Dent. Assoc.*, 71:(8): 585-589, 2005.
128. Scheibenbongen-Fuchsbrunner A., Manhart J., Kremers L.: Two year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 391-397, 1999.
129. Schreiner R.F., Chappell R.P., Glaros A.G., Eick J.D.: Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent. Mater.*, 14: 194-201, 1998.
130. Schwarz M.L., Philips R.W.: Long-term fluoride release from glass-ionomer cement. *J. Dent. Res.*, 63: 158-160, 1984.
131. Sengun A., Unlu N., Öztürk B., Özer F.: Microtensile bond strength of two resin composite materials placed with direct and indirect techniques under simulated pulpal pressure. *J. Adhes. Dent.*, 7:(3): 197-202, 2005.
132. Shortall A.C., Fayyad M.A., Williams J.D.: Marginal seal of injection molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems. *J. Prosthet. Dent.*, 61: 24-27, 1989.
133. Simeone M., Lanza A., Rengo S., Aversa R., Apicella D., Apicella A.: Inlay shading effect on the photopolymerization kinetic of a dental composite material used as bonding system in an indirect restoration technique. *Dent. Mater.*, 21: 689-684, 2005.
134. Sjögren G., Molin M., van Dijken J.W.V.: A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta. Odontol. Scand.*, 55: 403-407, 1997.
135. Smales R.: Longevity of a resin-modified glass ionomer cement and a polyacid-modified resin composite restoring non-carious cervical lesions in a general dental practice. *Aust. Dent. J.*, 49:(4): 196-200, 2004.
136. Soares C.J, Giannini M., Oliveira M.T., Paulillo L.A.M., Martins L.R.M.: Effect

- of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J. Appl. Oral Sci.*, 12:(1): 45-50, 2004.
137. Sorensen J.A., Munksgaard E.: Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J. Prosthet. Dent.*, 76:(5): 472-476, 1996.
138. Söderholm K.J.M., Guelmann M., Bimstein E.: Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J. Adhes. Dent.*, 7:(1): 57-64, 2005.
139. Spencer A.: Dental amalgam and mercury in dentistry. *Aust. Dent. J.*, 45:(4): 224-234, 2000.
140. Stewart G., Jain P., Hodges J.: Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J. Prosthet. Dent.*, 88: 277-284, 2002.
141. St-Georges A., Sturdevant J., Swift Jr E., Thompson J.: Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 551-557, 2003.
142. Studer S.P., Wettstein F., Lehner C., Zullo T.G., Schärer P.: Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *J. Oral Rehabil.*, 27: 461-472, 2000.
143. Summitt J.B., Robbins J.W., Schwartz R.S.: *Fundamentals of Operative Dentistry*, 2nd Edition, Quintessence Books, 2001.
144. Suzuki S., Nagai E., Taira Y., Minesaki Y.: In vitro wear of indirect composite restoratives. *J. Prosthet. Dent.*, 88: 431-437, 2002.
145. Swift Jr E., Perdigao J., Heymann H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.*, 26: 95-110, 1995.
146. Taşveren S.: İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *C.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*, 8:(2): 94-97, 2005.

147. Tay F.R., Pashley D.H.: Have dentin adhesives become too hydrophilic? J. Can. Dent. Assoc., 69:(11): 726-731, 2003.
148. Tecnical Product Profile: RelyX Self-adhesive Resin Cement, 3M ESPE Research and Development Scientific Service, 2002.
149. Thordrup M., Isidor F., Hörsted-Bindslev P.: A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. Quintessence Int., 32:(3): 199-205, 2001.
150. Trushkowsky RD.: Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations- Part 1. Compend. Contin. Educ. Dent., 18:(11): 1101-1106, 1997.
151. Tyas M., Burrow M.: Adhesive restorative materials: A review. Aust. Dent. J., 49:(3):112-121, 2004.
152. Uy N.J., Lian J.N.C., Nicholls J.I., Tan K.B.C.: Load-fatigue performance of gold crowns luted with resin cements. J. Prosthet. Dent., 95: 315-322, 2006.
153. Van Dijken J.W.V., Örmin A., Olofsson A.L.: Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. J. Prosthet. Dent., 82: 529-535, 1999.
154. Van Dijken J.W.V.: Direct resin composite inlays/onlays: An 11 year follow-up. J. Dent., 28: 299-306, 2000.
155. Van Meerbek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Landuyt K.V., Lambrechts P., Vanherle G.: Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper. Dent., 28: 215-235, 2003.
156. Van Meerbek B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: The clinical performance of adhesives. J. Dent., 26: 1-20, 1998.
157. Van Noort R., Cardew G., Howard I.C., Noroozi S.: The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. J. Dent. Res., 70: 889-893, 1991.

158. Van Noort R., Noroozi S., Howard I.C., Cardew G.: A critique of bond strength measurements. *J. Dent.*, 17: 61-68, 1998.
159. Van Noort R.: Dentin bonding. *J. Dent.*, 26: 195-196, 1998.
160. Von Wael A.: Fracture resistance of molars restored with different types of ceramic partial coverage restorations. Freiburg Ü., Doktora Tezi, Freiburg, 2003 (Danışman: Prof. Dr. J.R. Strub).
161. Wassel R.W., Walls A.W., McCabe J.F.: Cavity convergence angles for direct composite inlays. *J. Dent.*, 20: 294-297, 1992.
162. Wassel R.W., Walls A.W., McCabe J.F.: Direct composite inlays versus conventional composite restorations: Three-year clinical results. *Br. Dent. J.*, 179: 343-352, 1995.
163. Wasson E.A., Nicholson J.W.: New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.*, 72: 481-484, 1993.
164. Watanabe I., Nakabayashi N.: Measurement methods for adhesion to dentin: The current status in Japan. *J. Dent.*, 22: 67-72, Abst., 1994.
165. Wendt S.L.: The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins .II-Wear, hardness and color stability. *Quintessence Int.*, 18: 351-356, 1987.
166. Wendt S.L., Leinfelder K.F.: The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120: 177-181, 1990.
167. Yavuzylmaz H., Turhan B., Baybek B., Kurt E.: Tam porselen sistemler II. *G.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*, 22:(1): 49-60, 2005.

10. ÖZGEÇMİŞ

08-04-1979 tarihinde Antalya’da doğdum. İlkokulu, Antalya Atatürk İlkokulu’nda bitirdikten sonra orta ve lise öğrenimimi Antalya Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 1997 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde yüksek öğrenimime başladım ve 2002 yılında mezun oldum. 2002 Eylül döneminde Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı doktora programına başladım. Çalışmalarına doktora öğrencisi olarak devam etmekteyim.