



T.C
İstanbul Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Bitirme Tezi

REZİN SİMANLARA AİT TEORİK VE PRATİK BİLGİLER

KURON KÖPRÜ PROTEZİ ANABİLİM DALI

Doğukan Şehmus SİCAKYÜZ
0801130140

Danışman
Doç. Dr. Değer Öngül

Şubat 2021

TEŞEKKÜR

Yol göstericiliği ve anlayışı için sayın hocam Doç. Dr. Değer ÖNGÜL'e,

Tez çalışmama gösterdiği ilgi ve yaptığı katkılar için sayın Dt. Gökner Öztürk'e,

Çeviri katkılarından ötürü değerli arkadaşım Dr. Veysel Karan KOÇDEMİR'e,

Her zorlu süreçte yanımda olan Dr. Fatmanur YÜREKTEN'e,

Diş hekimliği eğitime her zaman destek olan aileme teşekkür eder, Őükranlarımı sunarım.

TEŞEKKÜR	i
ŞEKİLLER VE TABLOLARIN LİSTESİ	v
KISALTMALAR LİSTESİ	vi
ÖZET	viii
SUMMARY	ix
1. Giriş	1
2. Dental Simanların Sınıflandırılması	2
1. Fosfat Esaslı Simanlar	2
1.1. Çinko Fosfat Siman	2
1.2. Modifiye Çinko Fosfat Simanlar	3
1.2.1. Silikafosfat Siman	3
1.2.2. Florid Simanlar	3
1.2.3. Bakır ve Gümüş İçerikli Siman	3
2. Fenolat Esaslı Simanlar	3
2.1. Çinko Oksit Öjenol Siman	3
2.2. Rezin Modifiye Çinko Oksit Öjenol Siman	3
2.3. Etoksibenzoik Asit Simanlar (EBA)	4
2.4. Kalsiyum Hidroksit Siman	4
3. Polikarboksilat Esaslı Simanlar	4
3.1. Çinko Polikarboksilat Siman	4
4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları	5
4.1. Cam İyonomer Siman	5
4.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	6
5. Metil Metakrilat Esaslı Olanlar (Rezin Bağlı Simanlar)	8
1. Akrilik Rezin Siman	8
2. Adeziv Rezin Simanlar	8
3. Dimetakrilat Rezin Simanlar	8

3. Polimerizasyon Şekline Göre Rezin Simanlar	9
3.1. Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar	9
3.2. Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar	10
3.3. Hem Işık Hem Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual – Cure Polimerize Siman).....	10
4. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar	21
1. Adeziv Sistemlerin Tarihçesi	21
2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması	22
2.1. Etch&rinse Simanlar	22
2.2. Self-Etch Rezin Simanlar	23
2.3. Self Adeziv Simanlar.....	23
5. Rezin Simanların Toksikite Değerlendirmesi	24
6. Dental Seramikler	25
1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	26
1.1. Fırınlama ısılarına göre.....	26
1.2. İçeriklerine Göre.....	26
1.2.1. Metal Destekli Seramikler	26
1.2.2. Tam Seramikler	26
1.2.2.1. Cam seramikler.....	26
1.2.2.2. Cam İnfiltre Seramikler	27
1.2.2.2.1. In-Ceram Alumina	27
1.2.2.2.2. In-Ceram Spinell	27
1.2.2.2.3 In-Ceram Zirconia	27
1.2.2.3. Polikristalin Seramikler	27
1.2.2.3.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler	28
1.2.2.3.2. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler	28
2. Zirkonyum'un Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	28
3. Diş Hekimliğinde Zirkonyum Esaslı Restorasyonlar	29
3.1. Yttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)	29
7. Tam Seramik Restorasyonların Adeziv Simantasyonu	30

1. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	30
1.1. Mekanik İşlemler.....	30
1.1.1. Asitle pürüzlendirme	30
1.1.2. Kumlama	31
1.1.3. Elmas döner aletlerle pürüzlendirme.....	31
1.1.4. Lazer ile pürüzlendirme.....	31
1.1.5. Plazma Spreyi Yöntemi.....	32
1.1.6. Porselen incisi ile pürüzlendirme	32
1.1.7. HIM/SIE	32
1.2. Kimyasal İşlemler.....	32
1.2.1. Silan uygulaması	32
1.3. Hem Mekanik Hem Kimyasal İşlemler.....	33
1. Silika kaplama işlemi	33
1.1. Pirokimyasal silika kaplama.....	33
1.2. Tribokimyasal silika kaplama.....	33
1.2.1. CoJet Sistemi	33
1.2.2. Rocatec Sistemi	34
2. Zirkonya Esaslı Restorasyonların Simantasyonu	34
KAYNAKÇA	38
ÖZGEÇMİŞ.....	51

ŞEKİLLER VE TABLOLARIN LİSTESİ

Şekil 1. Fuji Plus Simanı kullanımı	7
Şekil 2. Panavia F 2.0 simanı renk seçenekleri	11
Şekil 3. Panavia F 2.0 içerisindeki MDP'nin yapısı	13
Tablo 1. Çeşitli simanların fiber postların simantasyonu sonrası gösterdiği sızıntı değerleri	13
Tablo 2. Çeşitli simanların mine ve dentin sınırlarında gösterdiği sızıntı değerleri.....	13
Tablo 3. Panavia F 2.0'nin farklı maddelere bağlanma dayanımı	14
Şekil 4. Panavia F 2.0 ile simante edilecek kıymetli ve yarı kıymetli restorasyonların yüzey hazırlığı.....	14
Şekil 5. Panavia F 2.0 ile simante edilecek porselen restorasyonların yüzey hazırlığı.....	14
Şekil 6. Restorasyonların Panavia F 2.0 ile simantasyonu.....	15
Şekil 7. Panavia F 2.0'nin çeşitli maddelerle kullanım talimatları	15
Şekil 8. Variolink II'nin düşük, yüksek ve ekstra yüksek viskoziteli 3 formu	16
Şekil 9. Variolink Veneer'in 7 farklı translüsentlik derecesi	16
Tablo 4.a. Variolink II'nin ağırlıkça içerik yüzdesi.....	17
Tablo 4.b. Variolink II'nin fiziksel özellikleri	17
Tablo 5.a. Variolink Veneer'in ağırlıkça içerik yüzdesi.....	18
Tablo 5.b. Variolink Veneer'in fiziksel özellikleri.....	18
Tablo 6. Variolink II ile simante edilen inleylerin 18 ay sonundaki klinik durumu.....	19
Tablo 7. Variolink II ile simante edilen 25 inley ve onley restorasyonun 18 ay sonundaki klinik durumu...	19
Şekil 11. Rely X ARC simanının dağıtıcı ile kullanılması	21

KISALTMALAR LİSTESİ

EBA: Etoksibenzoik asit

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA: Ürethan dimetakrilat

HEMA: 2-Hidroksietilmetakrilat

10-MDP: 10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat

5-NMSA N-metakrilo-5-aminosalisilik asit

4-META: 4-metakriloksietil trimelitik anhidrid

TEOS: Tetraetoksisilan

Y-TZP: Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

Y₂O₃: Yttrium (III) Oksit

CuO: Bakır (II) Oksit

Cu₂O: Bakır (I) Oksit

H₃PO₄: Fosforik asit

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

Al: Alüminyum

Ti: Titanyum

K: Potasyum

Rb: Rubidyum

Mg: Magnezyum

HF: Hidroflorik asit

Ca: Kalsiyum

ROS: Reaktif Oksijen Türleri

mm: milimetre

μm : mikrometre

Ppm: Milyonda bir

Mj: Mega Joule

Hz: Hertz

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

MPa: Mega Pascal

Dk: Dakika

Sn: Saniye

ÖZET

Diş hekimliğinde tam seramik sabit protetik restorasyonların kullanımının sıklaşmasıyla birlikte dental yapıştırma simanlarının önemi artmıştır. Restorasyonların klinik ömürleri, baskı dayanımları ve estetikleri, yapıştırma simanlarıyla doğrudan ilintilidir. Bu çalışma, rezin simanlara ait bilgilerin edinildiği bir derleme çalışmasıdır.

Mine ve dentine olan bağlanmanın artırılması için yapılan çalışmalarla adeziv diş hekimliğinin temelleri atılmıştır. Dentin kanalları içerisindeki smear tabakasının kaldırılması ve bu bölgelere rezin penetrasyonunun sağlanması ile hibrit tabaka oluşturulmuştur. Bu rezin içerikli biyokompozit hibrit tabakanın, rezin siman-diş dokusu bağlantısında kritik bir öneme sahip olduğu belirtilmiştir.

Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonunda, çinko fosfat simanının klinik açıdan başarılı olduğu gösterilmiştir. Fakat pulpa üzerinde iritan etkileri, yüksek mikrosızıntı göstermeleri ve restorasyon kenarlarında renklenme oluşturmaları, onları ideal bir materyal olmaktan uzaklaştırmıştır. Zirkonya ile kullanımında klinik başarı elde edilmesine rağmen, cam iyonomer simanlar, yüksek klinik hassasiyetleri nedeniyle sık başvurulan bir tercih olmamaktadır.

Modern rezin simanlar; adeziv özellikleri, yüksek dayanıklılıkları, düşük çözünürlükleri, geniş renk ve opasite seçenekleriyle geleneksel simanlara iyi birer alternatif olmaktadır. MDP içerikli rezin simanların zirkonya yüzeyine bağlanma kuvvetinin, diğer rezin simanlara göre daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.

Rezin simanlar ile tam seramik sistemler arasında sağlıklı bir bağlantının nasıl elde edileceği konusunda yeterli bilgi bulunmamaktadır. Zirkonya esaslı restorasyonlardaki kırılmaların en büyük sebebinin yetersiz adezyon olması, rezin simanlar ile zirkonya arasında güçlü bir kimyasal bağın gerçekleşmediğini göstermektedir. Zirkonya ile rezin simanlar arasındaki bağlanmayı artırmak için, zirkonya yüzeyine kumlama işleminin olumlu etkisi olduğu gösterilmiştir. Hidroflorik asit uygulamasının, rezin simanın zirkonya ile bağlantısına hiçbir etkisinin olmadığı; fakat lösitle güçlendirilmiş seramiklerle bağlanımına olumlu etkisi olduğu belirtilmiştir. Zirkonya materyalinin opak yapısı sebebiyle, ışıkla polimerize olan simanların ışığa maruz kalamayan bölgelerinde yeterli polimerizasyon görülmemektedir. Bu durumun artık monomer varlığına sebep olduğu ve rezin simanın yeterli sertlik seviyesine ulaşmasına engel teşkil ettiği belirtilmiştir. Tam seramik sistemlerin simantasyonu için, ideal bir materyalin henüz bulunmadığı ve daha fazla çalışma yapılmasının gerektiği vurgulanmıştır.

SUMMARY

With the increasing of all-ceramic restoration usage in dentistry, the importance of bonding cements have also increased. The clinical lifetimes, pressure capacities and aesthetics of restorations are directly correlated with the bonding cements. This article is a compilation article to get informations about resin cements.

The roots of adhesive dentistry has began with the researches about the improving connection to the enamel and dentin. The hybrid layer is created with the removal of the smear layer within the dentin tubules and penetration of resins into these areas. This resin containing biocomposite hybrid layer has reported that has a critical importance between the resin cement-dental tissue connection.

It has reported that in the cementation of zirconia based cores, using of zinc phosphate cements are clinically successful. But the irritant effects of this cements on pulp, high micro leakings and colorizations on the edges of restorations are got them away from being an ideal material for cementation. Despite of the clinical success with zirconia, glass ionomer cements are not a common option due to their high clinical sensitivities.

Modern resin cements are good alternatives to traditional cements due to their adhesive abilities, high endurances , low soluabilities, wide colour and opacity options. There are researches that indicates the connection strength between MDP containing resin cements and zirconia is stronger comparing to other resin cements.

There is not enough information about how to get a healthy connection between resin cements and all-ceramic restorations. Because of the inadequate adhesion is the biggest reason behind the breakings in zirconia based cores; is also showing that there are no strong chemical bonds between resin cements and zirconia. It has been shown that to improve the connection between zirconia and resin cements, sandblasting process has a positive effect. It also has been shown that application of hidrofloric acid doesn't have any effect on zirconia-resin cement connection; but has a positive effect with leucite based ceramic connection. As a result of opacity of zirconia, there is not enough cure in the areas which can't expose to light of the light cure and dual cure cements. It has indicated as a consequence this situation causes rezidual monomers and prevents resin cement to reach enough hardness. There are no ideal materials for cementation of all-ceramic restorations and it has emphasized of needing more researches.

1. Giriş

Diş hekimliğinde, sabit protetik restorasyonların kullanımı son 20 yılda artış göstermiştir. Bu artışın getirisi olarak, protezleri diş daha güçlü sabitleme ihtiyacı açığa çıkmıştır ve siman materyallerinin gelişimi üzerinde durulmuştur.

1900'lerin başında ilk olarak çinko oksit fosforik asit, çinko oksit öjenol ve silikat cam fosforik asit simanlar geliştirilmiştir. Bu simanlar, 1970'lere kadar sıklıkla kullanılmıştır. Daha sonra gelişen klinik bilgiler ışığında, pulpa histopatolojisi üzerine edinilen yeni bilgilerle birlikte, yeni siman materyalleri geliştirilmeye başlanmıştır. Bu materyallerin, düşük yüzey gerilimine ve toksisiteye sahip olması gerektiği, bakteri invazyonunu ve mikrosızıntıları engellemesi gerektiği vurgulanmıştır[1].

İlk olarak polikarboksilat siman geliştirilmiştir. Bunu takiben cam iyonomer siman ve daha sonra rezin simanlar ve hibrit iyonomer simanlar üretilmiştir. Bu simanlar; pulpaya olan etkileri, dayanıklılıkları, çözünürlükleri ve adeziv özellikleriyle çinko fosfat simana alternatif olarak görülmüştür[1].

1950'lerin ortasında akrilik rezinlerin geliştirilmesi, polimetilmetakrilatların gelişimine öncülük etmiştir. Bu materyallerin klinik olarak kullanımını sınırlayan; adezyon, mikrosızıntı ve toksisite gibi dezavantajları vardı. Son 15 yılda, polimerize olabilen Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomer simanlar; sabit restorasyonların ve ortodontik brakelerin yapıştırılması için kullanılabilir duruma gelmiştir. Son yıllarda adeziv monomer içeren simanlar da sabit protezlerin simantasyonu için kullanılmaya başlanmıştır[1].

Hem restorasyon hem de yapıştırma amacıyla kullanılan simanlarda başarı elde edebilmek için, simanın ağız ortamında bozulmaya dirençli olması gerekmektedir. Siman, mekanik kitlenme ve adezyon yoluyla istenilen bağlanmayı gerçekleştirmelidir. Streslere direnç göstermeli; gerilme, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalıdır. Çalışma zamanı yeterli olmalı, sertleşme zamanı manipülasyon için ideal sürede olmalıdır. Biyouyumluluk dereceleri kabul edilebilir seviyede olmalıdır[1]. Siman maddesi sadece tutucu değil, aynı zamanda koruyucu, örtücü, izole edici, tamir edici ve ağrı azaltıcı özellikleri de taşımaktadır[2,3]. İdeal siman biyolojik olarak uyumlu ve hem destek diş dokusuna hem de metal iç yüzeyine yapışma özelliği iyi olmalıdır. Baskı, gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı direnç göstermeli, ortalama 25µm film kalınlığında şekillenebilmeli, viskozitesi düşük olmalı; ancak işlem sonrasında çabuk sertleşmeli, çürük önleyici özelliği olmalı, renk dezavantajı bulunmamalıdır[2]. Bu farklı uygulamalar için farklı fiziksel özellikte materyaller geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuş ve yeni uluslararası standartlar ortaya konmuştur. Günümüzde, tüm ihtiyaçları ideal olarak karşılayan bir siman henüz geliştirilememiştir[1].

Pek çok siman, elle karıştırılan ya da önceden kapsül olarak hazırlanmış ve mekanik olarak karıştırılan toz ve likitten oluşurlar. Son yıllarda 2 pat şeklinde üretilmektedir. Simanlar, karıştırılmalarıyla gerçekleşen kimyasal tepkime ile (çoğunlukla asit-baz tepkimesi) ya da içerdikleri monomerlerin polimerizasyonu ile sertleşir[1].

Sabit protezlerin başarısızlığında ikincil olarak krunun retansiyon kaybı rol oynamaktadır. Bu sebeple protezin başarısında simantasyonun rolü büyüktür[4]. Diş preparasyonu ile sağlanan retansiyon ve rezistans formları her ne kadar birincil öneme sahip olsa da siman; diş dokusu ve protez arasında sağlam bir bağ

oluşturmalı, mikrosızıntıyı önlemelidir[5]. Simanın kurmuş olduğu bağlantı; mekanik, kimyasal ya da her ikisinin kombinasyonu ile olabilir[4].

2. Dental Simanların Sınıflandırılması

Simanlar matriks oluşum türlerine göre 5 grupta sınıflandırılırlar;

1. Fosfat esaslı simalar
2. Fenolat esaslı simanlar
3. Polikarboksilat esaslı simanlar
4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
5. Dimetakrilat esaslı simanlar (Polimer esaslı simanlar) [1]

1. Fosfat Esaslı Simanlar

1.1. Çinko Fosfat Siman

1879 yılında tanıtılmıştır. 100 yılı aşkın süredir klinik olarak başarı göstermiştir[4]. Uzun geçmişleri sebebiyle, en çok kullanılan siman olmuştur. Tozu, %10 magnezyum içeren çinko oksittir. Likiti %45-64 H_3PO_4 ve %30-55 sudan oluşur. Tampon olarak alüminyum hidroksit, çinko ya da magnezyum oksit içerir. Çinko, çalışma zamanını düzenleme görevini üstlenir. Tavsiye edilen toz/likit oranı 2.5g/3.5ml'dir[1]. Likitin idealden fazla kullanılması pH'ın uzun süre düşük kalmasına neden olur ve bu durum pulpaya zarar verebilir. Ayrıca mekanik dayanıklılığı azalır ve eriyebilirliği artırır[6,7]. Tampon maddelerin görevi, fosforik asidin etkinliğini ve reaksiyonun hızını azaltmaktır. Bu sayede yüzeyi pürüzsüz ve kolay karıştırılabilir bir siman elde edilir. Karıştırma esnasında, likit üzerine azar azar toz eklenir ve 15-20 saniye karıştırılır. Karıştırıldıktan sonraki pH değeri 3.5 civarındadır. 7 değerine 48 saat sonunda ulaşır. Baştaki asidik yapısı nedeniyle, uygulandığı dişte kavite kaide maddesi kullanılmalıdır. Karıştırma esnasında ve ağız içi uygulamada nem ve tükürük ile temas ettiği takdirde, bir miktar fosforik asit süzülerek uzaklaşır, siman mat ve yumuşak olur[2,8].

Çalışma zamanı 3-6 dakika, sertleşme zamanı 5-14 dakikadır. Film kalınlığı 25-35 μm 'dir. Diş yüzeyi ile bağlantısı mekaniktir. Çinko fosfat simanın avantajlarından bir tanesi, siman artıklarının kolaylıkla uzaklaştırılabilir olmasıdır[2,8].

Çinko fosfat simanın pH değeri nötre dönse de, likiti düşük pH'a sahiptir ve bu özelliği, çinko fosfat simana ilk kendiliğinden asitli (self-etch) siman olma özelliğini kazandırmıştır[9]. Asit iyonizasyonunun kontrolü için su önemlidir. Likitinin kapağının uzun süre açık kalması durumunda, içerisindeki su buharlaşacağından, siman kullanılmamalıdır[10].

Çinko fosfat simanlar, diş yüzeyine mekanik bağlantıyla tutunduğu için, kalan diş dokusunun boyu, yüzeyi ve kenar açısı önem teşkil etmektedir. Preparasyonun tutuculuğunun iyi olması ve restorasyonların kendi içerisinde dayanıklılığa sahip olması gerekir[10].

Çinko fosfat simanın en önemli avantajı; manipülasyonunun kolay olması, kolayca karıştırılabilmesidir. Dezavantajları ise; görece fazla çözünürlüğü, adezyon göstermemesi, pulpaya karşı iritan olması, antibakteriyel özelliğinin olmamasıdır[1].

1.2. Modifiye Çinko Fosfat Simanlar

1.2.1. Silikafosfat Siman

Tozu; asitte çözünen alüminyum silikat camı, metal oksit ve florid içerir. Likiti, metal fosfat ve fosforik asittir. Siliko fosfat simanlar, başta metal destekli sabit protez restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bantları sabitlemede ve geçici posterior dolgu maddesi olarak da kullanılır[2,3]. Silikat camı içerdiklerinden, translüsensileri yüksektir. Çinko fosfat simana göre daha dayanıklı ve dirençlidir. Florid salınımı yapar, düşük çözünürlüklüdür ve daha iyi bağlanma özelliğine sahiptir. Karıştırma zamanı 5-7 dakika, çalışma zamanı 4 dakikadır. Asit oranı çinko fosfat simandan daha fazla olduğu için, pulpa hassasiyeti daha uzun süre gözlenebilir. Bu sebeple kullanımı, çinko fosfat simandan daha kritiktir ve pulpa koruması şarttır[1]. Bir diğer dezavantajı da ince film tabakası oluşturmamasıdır[2,3].

1.2.2. Florid Simanlar

Bazı ortodontik simanlarda kalay ve florür bulunmaktadır. Bu simanların içerdikleri flor sebebiyle çözünürlükleri ve dayanma kuvvetleri çinko fosfat simana göre daha düşüktür. Fakat antikaryojenik etkileri vardır[1].

1.2.3. Bakır ve Gümüş İçerikli Siman

Siyah bakır içerenler bakır (II) oksit (CuO), kırmızı bakır içerenler ise bakır (I) oksit (Cu₂O) ihtiva eder. pH değerleri oldukça düşüktür ve pulpada çinko fosfat simana göre daha çok irritasyona sebep olur. Çözünürlük ve dayanıklılık açısından da çinko fosfat simana oranla dezavantajlıdır. Antikaryojenik özelliği minimaldir[1].

2. Fenolat Esaslı Simanlar

2.1. Çinko Oksit Öjenol Siman

Çinko oksit, çinko stearat, çinko asetat ve rezin tozundan oluşmaktadır. Likiti, öjenol ve yağ içerir. Çinko oksit ile öjenolün karıştırılması ile çinko oksit öjenol siman elde edilir. Çok yavaş sertleşen bir simandır. Sertleşme süresini kısaltmak için toz içine az miktarda çinko asetat katılmıştır. Hızı artırmanın diğer yolu ise, küçük tanecikli ve fazla miktarda çinko oksit kullanmaktır. Çinko oksit ve öjenol arasındaki tepkimenin gerçekleşebilmesi için su şarttır. Tepkimede öjenol, su ile yer değiştirir. Öjenol; pulpa ağrısını azaltma ve orta derecede bakteriosidik özelliklerine sahiptir. Aynı zamanda 7 civarında pH değerine sahip olmaları biyouyumluluk açısından avantaj teşkil eder. Çalışma zamanı 2 ile 5 dakika, sertleşme zamanı 4 ile 14 dakika arasındadır. Yüksek çözünürlüklüdür. Çekme ve basma kuvvetlerine karşı düşük dirençtedir[2,8,11–13,14].

2.2. Rezin Modifiye Çinko Oksit Öjenol Siman

Tozu, çinko fosfat simana %20 polimetilmetakrilat eklenerek elde edilmiştir. Çinko oksit öjenol simanın likitine polistren eklenerek ise likiti elde edilir. Bu eklenen maddeler sayesinde direnç ve sertlik artırılmıştır;

fakat bu durum, biyolojik uyumda gerilemeye sebep olmuştur. Resin eklenmesi sebebiyle çinko oksit öjenol simanına göre daha az çözünürlüğe sahiptir. Çalışma zamanı 5 dakikadır. Sertleşme süresi 7 ile 9 dakika arasındadır. Restorasyonların geçici simantasyonunda kullanılmaktadır[2,14,15].

2.3. Etoksibenzoik Asit Simanlar (EBA)

Çinko oksit, alüminyum oksit ve hidrojene edilmiş resin tozu ile etoksibenzoik asit ve öjenol likitinden oluşmaktadır. Çinko oksit öjenol simanın özelliklerine sahip olmakla beraber, çözünmeye karşı dirençlidir ve daha serttir. Sertleşme süresi 10 dakikadır, bu süreden sonra temizliği zorlaşır. Sabit restorasyonların daimî simantasyonunda kullanılır. Ağız ortamından etkilenip sertleşmesi hızlanabilir, bu sebeple izolasyona dikkat edilmelidir. Akrilik veneer kuronlardaki akriliğe yapıştığı için, silikon yağı ile izolasyon sağlanmalıdır. Kloroformda çözüldüğü için, hastalara kloroform içermeyen diş macunu kullanmaları tavsiye edilmelidir[2,3,15].

EBA simanların başlıca avantajları; kolay karıştırılmaları, uzun çalışma süresi ve minimal pulpa irritasyonu olarak sayılabilir. Başlıca dezavantajları ise; toz/likit dengesinin hassaslığı, oral sıvılarda çözünmesi, çinko fosfat simanlara göre daha düşük dayanıklılık göstermeleri olarak sayılabilir[1].

2.4. Kalsiyum Hidroksit Siman

Dentin miktarı azalmış derin kavitelere kaide materyali olarak kullanılır. Kalsiyum hidroksit simanı değerli kılan özelliği, pulpa ve çürük dentinde rejenerasyon etkisinin olmasıdır. Alkali pH'ı ve antibakteriyel etkisi ile doku dostudur[1].

Çalışma zamanı 30 saniye ile 1 dakika arasındadır. Ağız içerisinde ise 1-2 dakika içerisinde sertleşir[1].

Kalsiyum hidroksit simanın manipülasyonu kolaydır. İyi kapatma özelliği vardır. Fakat dayanıklılığı düşüktür. Plastik deformasyona uğrar. Ağız sıvılarıyla temasında zayıflar ve marjinal sızıntı oluştuğunda asidik ortamda çözünebilir. Son yıllarda, kalsiyum hidroksit içerikli polimerize resin kompozitler, bu materyallere alternatif oluşturmaktadır[1].

3. Polikarboksilat Esaslı Simanlar

3.1. Çinko Polikarboksilat Siman

Çinko oksit, magnezyum oksit ve kalay florür içeren toza; poliakrilik asit ve kopolimerlerinin sulu çözeltisi olan likite sahiptir. Karıştırma süresi 30 saniye, oda sıcaklığında çalışma süresi 3 dakika, sertleşme süresi 37 °C'de 6 ile 9 dakika arasındadır. Likitin başlangıçtaki pH değeri 1.7'dir, fakat toz eklendiğinde hızla bu değer 7'ye yaklaşır[1].

Bu tür simanlar, diş adezyon gösteren ilk geliştirilmiş simandır. Bağlanması, dentin ve mine dokularındaki Ca iyonları ile şelasyon yaparak oluşan kimyasal bağlantıdır. Fosfat simana göre avantajı, mine ve dentine bağlanma üstünlüğüdür. Fakat kuron metal yüzeylerine tutunması açısından, çinko fosfat ve güçlendirilmiş çinko oksit öjenol simanında göre dezavantajlıdır. Hassas bir manipülasyona ihtiyaç duyar. Çekme kuvvetine direnimi düşüktür. Adezyonu için kuru ve temiz bir yüzeye ihtiyaç duyar. Polikarboksilat

siman, 25 µm'den daha ince bir film kalınlığı oluşturur. Likitinin karıştırılmadan önceki asiditesine rağmen, pulpa irritasyonu minimaldir[2,8,13,15,16].

4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları

4.1. Cam İyonomer Siman

Cam İyonomer Siman, 1972 yılında Alan Wilson ve Brain Kent adlı araştırmacılar tarafından diş dokusuna benzer özellikler taşıyan ideal bir siman bulmak amacıyla, silikat siman ve polikarboksilat simanın iyi özelliklerinden orijin alınmasıyla üretilmiştir. Daha sonra McLean tarafından geliştirilmiştir[3,4,16–18].

Temelde yüksek flor içeren alümino silikat cam olan tozu, kuartz, alümino, kriyollit, alüminyum triflu ve alüminyum birleşimidir. Likitinde genellikle poliakrilik asit ve polikarboksilat asit veya sadece distile su bulunur. Bazı simanlarda, dondurulup kurutulmuş polialkenoik asit veya tartarik asit cam tozuna ilave edilmektedir. Bu tür simanlarda likit olarak, deiyonize su ve tartarik asidin sulu solüsyonu kullanılır[2,4,17,19–21]. Simantasyonun sağlanması için gereken en ideal toz/likit oranı 1,3/1'dir. Restorasyonun iç yüzeyi ve dış yüzeyi, iyi izole edilmiş ve temiz olmalıdır[1]. Sertleşmesi, asidik polielektrolit ile alüminosilikat camı arasındaki asit-baz tepkimesi ile gerçekleşir[22].

Cam iyonomer siman, polikarboksilat ve çinko fosfat simana göre daha yüksek baskı dayanımına sahiptir. Fakat mekanik özellikleri, uygulama sırasında su ve tükürükle erken temas sonucunda önemli ölçüde azalır. Marjinal uyumun kötü olduğu durumlarda; su ve tükürük sebebiyle restorasyon hareket edebilir[23]. Cam iyonomer simanların nemle kontaminasyonu, simanın sertliğini azaltır ve çözünürlüğünü artırır. Aşırı kuruluk ise çatlak ve yarıklara, renklenmelere ve kenar sızıntısına sebep olur. Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları azdır. Estetik açıdan zayıftır. Renk stabilitesi iyi değildir[24]. Dentin ve mineye bağlanma şekli fizikokimyasaldır. Mineye olan bağlantısı dentine olan bağlantısından daha kuvvetlidir. Bunun sebebi; dentinin mineye oranla daha az inorganik yapı içermesi ve daha heterojen morfolojiye sahip olmasıdır. Dentin bağlantısı, yüzey şartlandırıcı kullanılarak artırılmıştır[3,15,19,25].

Cam iyonomer simanın antikaryojenik özelliği vardır. Bu etkisi, flor salınımından gelmektedir. Sertleşme sırasındaki matriks fazında, oldukça mobil olan florid iyonları salınmaktadır. Florid iyonları tükürük yardımıyla sement yüzeyinden difüzyon yoluyla girerler ve kalsiyum hidroksil apatit yapıdaki hidroksil grubu ile yer değiştirir. Bu değişen yapı, asit ataklarına karşı daha dirençlidir. Flor salınımı yalnızca matriks fazda gerçekleşmez, sürekli salınım olur. Minenin cam iyonomer simandan kazanmış olduğu florür, restorasyon düşse bile 6 ay süreyle devam eder. Florür ayrıca, plak oluşumunda görevli olan enzimleri inhibe eder[24,26,27].

Cam iyonomer simanın pulpa cevabına etkisi orta derecededir. Bu cevabın büyüklüğünde, kalan dentin miktarı önemli rol oynar. Dentin tabakası incelmüş derin kavitelerde, kavite kaide maddesi kullanılmalıdır. Bu durumda kalsiyum hidroksit kaide maddesi olarak kullanılabilir. Bu kullanımda ise, pulpa tamamen örtülmelidir; fakat dentin tamamen örtülürse, siman ile dentin arasında adezyon kaybolur[3,14].

Cam iyonomer simanın ısı yayılımı, dentin ile benzerlik göstermektedir. Bu sayede, pulpa termal etkilerden ve travmalardan izole edilmiş olur. Simanın sertleşme reaksiyonunda kabul edilebilir sınırlar

içerisinde ısı açığa çıkar. Cam iyonomer simanın ısısal genişmesi (13-16 ppm °C), diş dokusunun ısısal genişmesine oldukça yakındır (8-11 ppm °C). Bu değerlerin yakın olması, adezyona olumlu katkıda bulunur ve pulpaya olan mikrosızıntıyı engeller[19].

Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu iki aşamadan oluşur. İlk aşama, kalsiyum iyonlarının poliakrilik asidin karboksilat gruplarına bağlanması ile gerçekleşir. İkinci aşamada, alüminyum iyonları reaksiyona girer ve alüminyum poliakrilat yani polikarboksilat meydana gelir. Reaksiyona giren kalsiyum iyonları 3 saat içerisinde tamamen bağlanır, alüminyum iyonlarının tamamen bağlanması ise 48 saati bulur[10,28].

Cam iyonomer siman, içerdiği metal iyonlarının az olması ve atom numaralarının düşük olması nedeniyle zayıf radyoopaklık gösterir. Bu sebeple, radyografilerde tam olarak görülemez. Çevresindeki çürüğün tespiti de güçtür. Radyoopasiteyi artırmak amacıyla, metal (gümüş vs.) veya oksit (baryum oksit vs.) formdaki yüksek atom numaralı metaller eklenir; fakat bu, translusensi ve renk uyumunun kaybolmasına sebep olur. Bu durum, kavite kaide maddesi olarak kullanılmasına engel teşkil etmemekle beraber, restoratif amaçlı kullanımlarda estetik açıdan dezavantaj oluşturmaktadır[19].

4.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer siman, formülü değiştirilerek zaman içerisinde hibrit materyallere evrilmiştir. Işığa gerek duymadan, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen simanlar rezin modifiye cam iyonomer siman olarak adlandırılır[4]. Bu materyaller, geleneksel cam iyonomer simanından daha gelişmiştir. Baskı ve gerilme dayanımı daha yüksektir. Florür salınımı, mine ve dentin adezyonu geleneksel cam iyonomer simanla benzerlik gösterir. En büyük avantajı, ışıkla ve kimyasal olarak (dual-core) polimerize olması ve bu sayede manipülasyon kolaylığıdır. Bağlantı için yüzey işlemlerine gerek yoktur. İçeriği %80 cam iyonomer siman, %20 rezindir. Likitinde, ışıkla polimerize olan HEMA (hidroksi etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik asit, poliakrilik asit ve %8 su bulunur. Tozu, florealüminosilikat cam tozlarıdır[24].

Işıklı polimerize olan rezin modifiye cam iyonomer simanlarda, asit-baz tepkimesine ek olarak ışıkla polimerizasyon ilave edilmiştir. Bu polimerizasyon sonucunda oluşan matriksle asit-baz tepkimesi devam eder. Bu sayede, materyal daha iyi sertleşir ve daha iyi direnç özelliği gösterir[24]. Geleneksel cam iyonomer simanlara göre estetik açıdan avantajlıdır. Çözünürlüğü, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha azdır. Manipülasyonu kolaydır, çalışma süresi uzundur. Dezavantajı ise, polimerizasyon büzülmesi nedeniyle mikrosızıntı oluşması sonucunda post-operatif hassasiyet ve renklenmedir[23,29].

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, diş dokusuna tutunmak için herhangi bir yüzey işlemine ihtiyaç duymazlar. Fakat mine ve dentine her seferinde yeterli bağlanma sağlanmayabilir. Polialkenoik asit gibi zayıf asitlerin, bağlanma dayanımını artırdığı gösterilmiştir[30,31]. Yüzey işleminde asit uygulanması, smear tabakasını uzaklaştırarak mikro girintiler oluşturur ve bağlanma kuvvetini artırır[32].

Cam iyonomer simanlar, yapılarındaki kalsiyum, fosfor ve silikon gibi bileşenler sayesinde aktif yüzeyli camlarla kimyasal bağlar oluşturabilir. Cam iyonomerler, biyoaktif (BioGlass veya BAG-Bio Active Glass) camlar ile birlikte kullanıldığında, aktif ve bağ yapımına uygun bir yüzey oluşur. BioGlass ve cam seramiğin biyoaktif özellikleri, siman yüzeyinde apatit tabaka oluşmasına sebep olur. Bu tabakanın, hasarlı

dentinleri tamir edebileceği gösterilmiştir[33]. BioGlass eklenmiş cam iyonomer simanlar tükürük ile ıslandığında, dentin yüzeyinde kalsiyum fosfat tabakası oluşur. Bu özelliğin geliştirilerek, dentin hassasiyetinin giderilmesinde ve dentin dokusu azalmış derin kavitelere kaide maddesi olarak kullanılabilmesi düşünülmektedir[34].

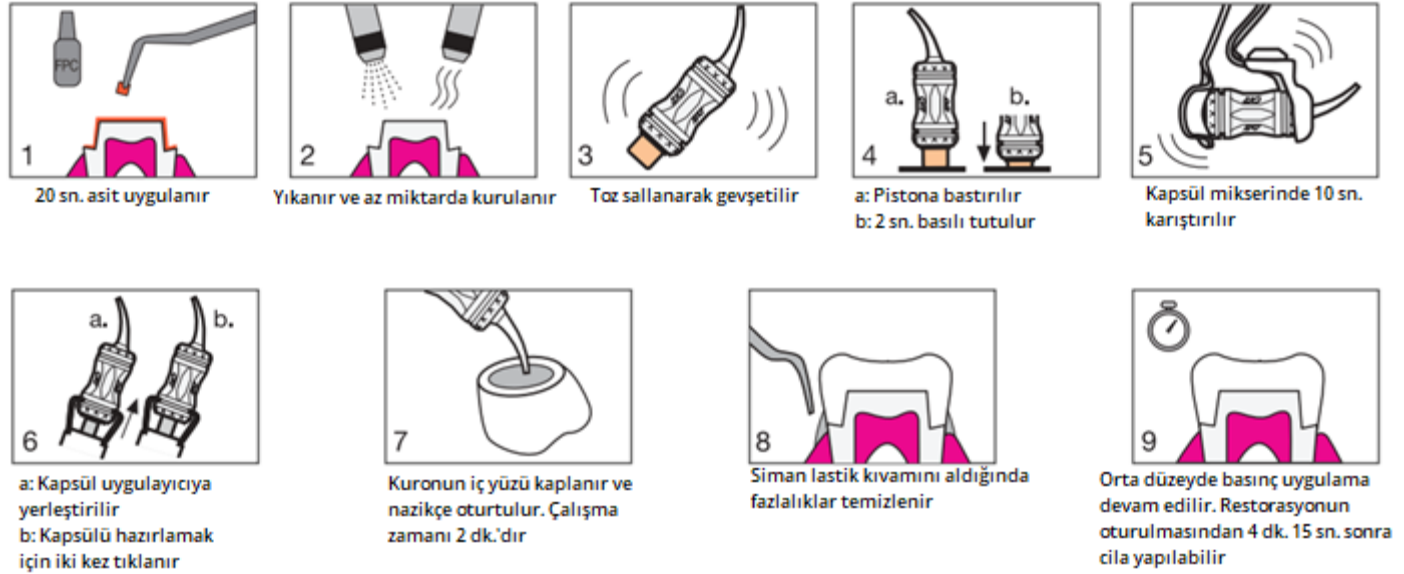
Cam iyonomer simanlara klorheksidin eklenerek, antimikrobiyal özelliklerinde artış kazanılmak istenmiştir. Fakat eklenen klorheksidin, simanın yapısal özelliklerinde olumsuz değişimlere sebep olmuş, sertleşme süresi uzamış ve baskı dayanımı azalmıştır[35].

Fuji PLUS (GC)

Fuji Plus; toz, likit ve conditioner'dan oluşan, rezin destekli cam iyonomer siman sistemidir. Toz içeriğinde, %95-100 oranında alumina silikat cam tozu bulunur. Likitinde; %45 HEMA, glikol metakrilat, %45 poliakrilik asit ve % 10 TEGDMA bulunur. Conditioner içeriğinde ise, % 10-25 oranında sitrik asit vardır. %2 oranında Demir (III) Klorür içerir. Bu sebeple, Epinefrin içeren ürünlerde kullanıldığında, ağız dokularında renklemeye sebep olabilir. Toz ve likitinin karıştırılma süresi 20 sn.'dir. Toz/likit oranı 2'dir. Çalışma süresi 2 dk. 30 sn. olarak belirtilmiştir[36].

Metal ve rezin inley, onley, kuron ve köprülerde; tam seramik inleylerde, zirkonya bazlı tam seramik köprü ve kuronlarda; metal, seramik ve fiber postlarda kullanılır[36].

Fuji Plus simanın kullanım özellikleri Şekil 1'de belirtilmiştir[36].



Şekil 1: Fuji Plus Simanı kullanımı

5. Metil Metakrilat Esaslı Olanlar (Rezin Bağlı Simanlar)

1. Akrilik Rezin Siman

Tozu, tepkimeyi başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeri ya da kopolimeridir. Likidi, tepkimeyi hızlandırıcı olarak amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Çözünürlüğü diğer simanlara göre daha azdır. Aynı zamanda diğer simanlara göre daha güçlüdür. Fakat daha az rijittir ve viskoelastik özellikleri zayıftır. Diş yüzeyine olan bağlantısı nenden olayı güçlü değildir, bu sebeple marjinal sızıntı oluşma ihtimali vardır. Çalışma süresinin kısa oluşu sebebiyle hızlıca kullanılmalıdır. Artık simanların temizlenmesi sırasında teknik hassasiyet gerektirir, siman lastik kıvamındayken temizlenmemelidir, aksi halde marjinal kenar uyumu bozulur. Destek diş vital ise, pulpa irritasyonuna sebep olabilir[2,14,15,37,38].

2. Adeziv Rezin Simanlar

Adeziv rezin simanların yapısına adezyonu artırmak amacıyla, 4-metakriloksietil trimelletik anhidrid (4-META) eklenir. Buna ek olarak, dentinle kimyasal bağı artırmak amacıyla tribütil boron eklenir. Bu materyaller, özellikle soy metal alaşımdan yapılan sabit protezlerde ve amalgamın, dentin ve kompozite bağlanmasını sağlamak amacıyla kullanılır[1]. Makaslama direnci düşüktür. Basınç altında yüksek deformasyon gösterir. Bu simanların uzun dönem takibini içeren çalışmalar oldukça sınırlıdır[1].

3. Dimetakrilat Rezin Simanlar

Dimetakrilat rezin simanlar, içerisinde Bis-GMA rezin ve diğer metakrilatlar ihtiva eden simanlardır. Farklı renk tonlarına, opaklığa sahip olabilirler ve kimyasal yapıları sayesinde pek çok dental ürünle bağ kurabilirler. Dimetakrilat rezin simanlar, genellikle seramik restorasyonların adeziv yapıştırılmaları için seçilmiş simanlardır[4].

Rezin simanlar; organik polimer faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere 3 fazdan meydana gelmektedir[3]. Organik matriks içerisindeki inorganik dolduruculardan oluşmaları (Bis-GMA,TEGDMA,UDMA gibi), rezin simanları restoratif kompozitlere benzer kılmaktadır[39].

Organik polimer matriks faz

Matriks faz, yüksek moleküllü monomerler ile viskozite kontrolü sağlayan düşük moleküllü monomerlerin karışımıyla oluşur. Ek olarak; kimyasal başlatıcılar, foto-aktivatörler ve çalışma zamanı kontrolü sağlayan inhibitörlerden oluşur[40].

Matriks fazın içerdiği yüksek moleküllü monomer yapılarına bağlı olarak: Bis-GMA, UDMA (Ürethan-dimetakrilat rezin) ve TEGDMA (Trisiklodekan-dimektilat rezin) bulunur[41]. Genellikle matriks fazda Bis-GMA bulunur. UDMA'nın adezyon avantajı ve renk değişimine olan direnci de matriks olarak kullanılmasını sağlar. Viskoziteyi azaltmak amacıyla, dimetakrilat ya da trimetakrilat eklenen TEGDMA ya da HEMA'nın da matriks fazda kullanıldığı görülmüştür[42,43]

İnorganik faz

Mekanik ve fiziksel özellikleri artırmak amacıyla; kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, ytterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi maddelerin matrikse eklenmesiyle inorganik doldurucu meydana gelir[1,42]. Stronsiyum, baryum, zirkonyum ve ytterbiyum elementleri, radyoopaklığın artışı sağlar[1].

Doldurucu büyüklüğü 15-35 µm arasında ise makro doldurucu, 0.5-3.0 µm arasında ise midi doldurucu, 0.01-0.12 arasında ise mikro doldurucu adını alır. Bu üç doldurucunun birleşimi ile hibrit doldurucu meydana gelir[1]. Beşinci olarak eklenen ve 0.05-0.01 µm madde büyüklüğüne sahip dolduruculara, nano doldurucu adı verilmiştir[10].

Doldurucu partikül büyüklüğü artması; dayanıklılığı artırır, ısıl genleşme katsayısında, polimerizasyon büzülmesinde ve su emiliminde azalmaya sebep olur. Organik matriks oranı düşer[44,45]. Fakat bu partikül büyüklüğü artışı, viskozitede artışa sebep olarak film kalınlığının artmasına sebep olur[43].

Ara Faz

Ara faz, organik ve inorganik fazları birbirine bağlama görevini üstlenmiştir. Metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak adlandırılan vinil silan türüdür. Sahip olduğu fonksiyonel grup ile, polimerizasyon sırasında matriks ile kimyasal bağ kurar. Aynı zamanda, doldurucu partiküllerle hidroksil grubu sayesinde kimyasal bağ kurar. Bu bağlar sayesinde, matriks ile doldurucu partiküller kimyasal olarak birbirlerine bağlanır[46].

Silan bağlayıcı ajanı; simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini artırır, çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır[42].

Rezin simanlar; 100-200 MPa'a kadar baskı dayanıklılığı, 20-50 MPa'a kadar gerilme dayanıklılığı gösterir. Bu değerler, geleneksel simanlara göre yüksektir. Bunun sebebi, rezin simanların dolduruculuklarının fazla olmasıdır. Fakat viskozitelerinin yüksek oluşu, film kalınlığının fazla olmasına sebep olur. Film kalınlığını istenen seviyede tutmak için simantasyon esnasında ultrasonik aletlerin kullanılması önerilmektedir[4].

3. Polimerizasyon Şekline Göre Rezin Simanlar

3.1. Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal polimerize olan rezin siman sistemleri, amin ve peroksit olmak üzere iki pat şeklindedir. Bu iki patın karıştırılması ile polimerizasyon tepkimesi başlamış olur. Bu tip simanlarda bulunan tersiyer aromatik aminler, ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrar ve amin renklemesine sebep olur. Çalışma süreleri kısadır. Kimyasal polimerize olan rezin simanların renk çeşitliliği dezavantajı vardır. Bu sebeple translusent, metal altyapısız restorasyonlarda kullanımı uygun değildir[3]

Bu türden simanların kullanım alanları şunlardır:

-Metal destekli sabit protezler

-Adeziv köprüler

-Postlar

-Işık penetrasyonuna izin vermeyen yapıdaki seramik kuronlar

-Diş-siman aralığına ışık geçişini engelleyen koyu renkli kuronlar[3].

Multilink Automix (Ivoclar)

Kimyasal olarak polimerize olan, self-cure bir rezin simandır. Işıkla polimerizasyonun gerçekleşmeyeceği durumlarda kullanılan, retansiyonu ve bağlanma gücü yüksek bir simandır, mekanik özellikleri iyidir. Uygulandıktan 10 dk. içerisinde kendi kendine sertleşir. Bu süreyi azaltmak, 20 sn. ışık uygulanmasıyla mümkündür. Self-cure primeri ile birlikte uygulanır[47].

3.2. Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işıkla polimerize olan simanlar, tek pat olarak üretilirler. 420-450 µm dalga boyundaki mavi görünür ışık ile polimerize olurlar[48]. Görünür ışığın geçişine izin veren, 1.5-2 mm'den daha az kalınlığa sahip translusent yapıdaki seramik ve kompozit laminate restorasyonları yapıştırmak için kullanılır[3].

Bu türden simanların avantajları; zamanla renk değişimi göstermemesi, artık maddelerin uzaklaştırılması için yeterli çalışma süresi, farklı renk ve opasite seçeneklerine sahip olması şeklinde sıralanabilir[3].

3.3. Hem Işık Hem Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual – Cure Polimerize Siman)

Dual- cure polimerize olan simanlar; ışık yoluyla polimerize olan simanların, ışığın ulaşamadığı kısımlarındaki eksik polimerize olma dezavantajını gidermek amacıyla geliştirilmiştir[49]. İki pat ya da toz-likit şeklinde bulunurlar. Baz kısmında diketon, kamforokinon gibi ışıkla polimerize olan sistem, katalizör kısmında ise amin-peroksit kimyasal polimerizasyon sistemi bulunur[1].

Bu türden simanların kullanım alanları; seramik inley-onley restorasyonlar ve tam seramik kuronların yapıştırılmasıdır[3].

Dual-cure polimerize simanlar, translusent yapıları sayesinde renk avantajına sahiptir, hem altlarındaki diş dokusunun rengini yansıtır, hem de restorasyonun rengiyle uyum sağlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar translusent olduğu; ancak kalınlığının 1,5-2 mm'den fazla olduğu durumlarda kullanılmaktadır[3].

Dual-cure polimerize simanlarda, sertleşme reaksiyonundaki kimyasal aktivite yetersiz olduğundan, simanın uygun ışık kaynağıyla tamamıyla polimerize edilmesi oldukça önemlidir. Işığın ulaşmadığı bölgelerdeki sertleşme miktarı, kimyasal sertleşen simanlardaki sertleşme miktarına göre yetersiz kalmaktadır[3]. Dual polimerize siman kullanılan feldspatik seramik inleylerin klinik ömürlerinin, kimyasal yolla polimerize olan siman kullanılan feldspatik seramik inleylerin klinik ömürlerine göre daha kısa olduğu belirtilmiştir[50]. Bir inley restorasyonun simantasyonu sırasında, simanın dış yüzeyi hem ışık ile hem de kimyasal olarak sertleşmekte, simanın daha derin yüzeyi ise daha çok kimyasal olarak sertleşmektedir. Dual sistemdeki bu simanlar için sadece kimyasal sertleşme yetersiz kalmaktadır[3].

Dual-cure polimerize simanların avantajları; çok çeşitli yüzeylere yapışabilmeleri, yüksek dayanıklılıkları, düşük çözünürlükleri, geniş renk ve opasite seçenekleri, bazı türlerinin “ytterbium (III) florid” içeriklerine bağlı olarak flor salınımı özellikleridir. Aynı zamanda, seramik restorasyonların dual polimerize simanlar kullanılarak simante edilmesi halinde, restorasyonun kırılma direncinin arttığı belirtilmiştir[3].

Dual-cure polimerize simanların dezavantajları; hassas çalışma gerektirmesi, uygulama sırasında izolasyonun azami önem taşıması, film kalınlığının fazlalığı, artık maddesinin temizlenme güçlüğü, mikrosızıntıya açık olması ve pulpa irritasyonu ihtimali, polimerizasyon tepkimelerinin oksijen varlığında inhibe olmasıdır[3].

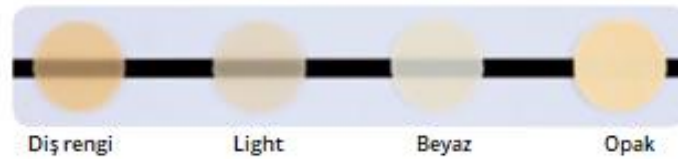
Mevcut rezin simanların polimerizasyonu, oksijen varlığında duraksamaktadır. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında sorun teşkil eder. Polimerize olamamış siman, yapışkan ve sertleşmemiş bir tabaka halinde kalır. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse, marjinal bölgede açıklıklara, sızıntıya, post-operatif hassasiyete ve çürük oluşumuna sebep olunabilir. Fakat simanın tamamen sertleşmesinden sonraki temizliği, frez yardımı ile yapılabilir. Bu sebeple, restorasyon uygulandıktan sonra siman artıkları temizlenmeli ve hızlıca oxyguard gibi ajanlar uygulanarak hava temasının kesilmesi sağlanmalıdır[3]. Işıkla polimerize olan simanın polimerizasyon yüzdesi %55-80 arasında iken, oksijen inhibisyon tabakası varlığında bu oran %35'e düşmekte ve sonuç olarak %65'lik polimerize olamamış monomer kalmaktadır[51]. Aynı zamanda, rezin simanların polimerize olma yüzdeleri ile, mikro sertlikleri arasında bir ilişki saptanmıştır[49].

Rezin simanlar ayrıca kumlanmış metal yüzeylerinde mikromekanik retansiyon sağlama avantajına sahiptirler. 4-META rezin simanlar, metal yüzeyindeki oksit tabakası ile kimyasal bağ kurarak güçlü bir adezyon sağlarlar[52,53].

Birçok rezin siman ağırlıkça %50-70 cam veya silikadan meydana gelir[54]. Sıkışma ve gerilme dayanıklılıkları fazladır. Çözünürlükleri düşüktür[4,53]. İçerdikleri doldurucular sayesinde marjinal aşınmaya karşı dirençlidir. Fakat bu doldurucular, simanın viskozitesinin artırır ve bunun sonucunda film kalınlığı artar. Rezin siman kullanılan restorasyonlarda siman kalınlığının, diğer simanlar kullanılan restorasyonlara göre daha fazla olduğu ortaya konulmuştur[4,55].

Panavia F 2.0 (Kuraray)

MDP içerikli, diş yapılarına ve metallere bağlanan yüksek performanslı bir simandır. Hidrofilik fosfat grubu ile dekalsifikasyon oluşturur, hidrofobisite ve hidrofilisite dengesini korumak için hidrofobik alkil grup ile sertleşmeyi sağlamak için fosfat monoesteri içerir[56,57].



Şekil 2: Panavia F 2.0 simanı renk seçenekleri

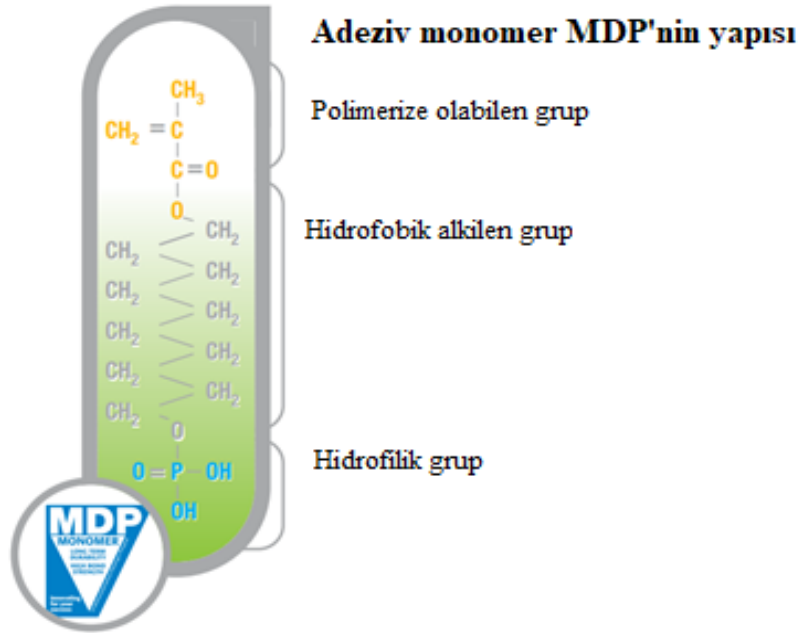
Panavia F 2.0 seti; primer, pat ve Oxyguarddan oluşur. Primer likitinde HEMA, 5-NMSA ve MDP bulunur. Pat A ve pat B olmak üzere iki ayrı pat bulunur. İki pat eşit oranda 20 saniye karıştırılır. Uygulanma süresi 3 dakikadır. Uygulama sonrası, her yüze 20 saniye boyunca tutulan 400-515 µm dalga boylu ışık ile polimerizasyon sağlanır[58]. 4 farklı renk seçeneği ile kullanılabilir (Şekil 2) [59].

Çekilmiş dişlerle yapılan bir çalışmada, Lava kuronlar 5 farklı siman ile yapıştırılıp termalsiklüs sonrası 1 yıl suda bekletilmiştir. Çalışma sonucunda, MDP içerikli Panavia F 2.0 ve Multilink Automix (Ivoclar-Vivadent) simanların en iyi bağlantı dayanıklılığına sahip olduğu belirtilmiştir[60]. Yapılan başka bir çalışmada, fosforik asit metakrilatları içeren Panavia F ve Rely X Unicem (3M ESPE) simanların, en iyi bağlantı kuvvetine sahip oldukları belirtilmiştir[61].

Yapılan bir çalışmada, seramik yüzeyinin silika ile kaplanmasının, MDP içerikli simanlarda bağlantı kuvvetine olumlu etkisinden bahsedilmiştir. İlk olarak, seramik yüzeyinde mikro-mekanik bağlantı için girinti çıkıntılar oluşur. Daha sonra silan; hem silika kaplı seramik yüzeyi ile hem de siman arasında kimyasal bağ kurar. Son aşamada ise, MDP fosfat monomeri ile zirkonyum oksit arasında kimyasal bağ meydana gelir[62].

2006 yılında yapılan bir çalışmada, zirkonya kuronlarla MDP içeren Panavia F 2.0, Rely X ve Rely X Unicem gibi MDP içeren 3 farklı simanın bağlantı kuvveti karşılaştırılmıştır. Bu 3 siman arasında bağlantı kuvveti açısından anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir[63].

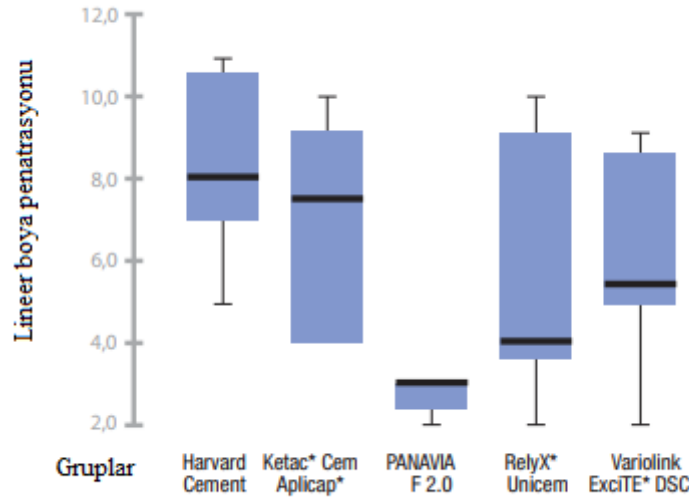
Panavia F 2.0 içeriğindeki MDP'nin yapısı Şekil 3'te gösterilmiştir[59]:



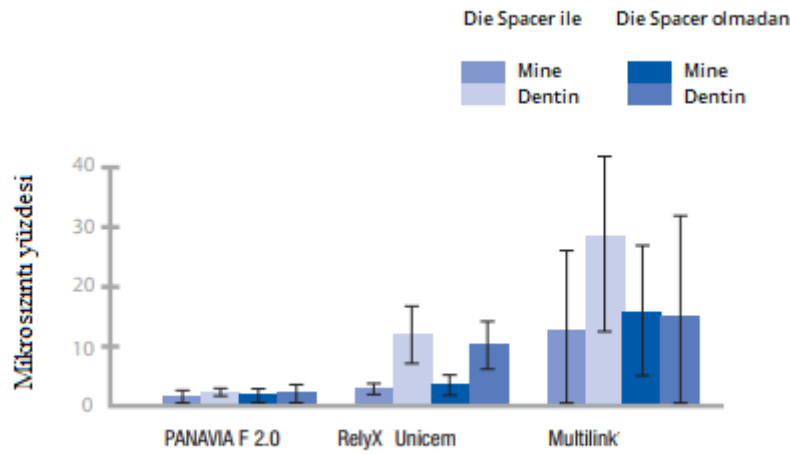
Şekil 3: Panavia F 2.0 içerisindeki MDP'nin yapısı

Panavia F 2.0'nin ED PRIMER II ile kombinasyonunun, DTLight quartz fiber postların simantasyonunda en düşük sızıntı değerlerini ortaya koyduğu belirtilmiştir (Tablo 1) [64].

Mine ve dentin sınırlarında, Panavia F 2.0'nin, RelyX Unicem ve Multilink'e göre daha düşük derecede mikrosızıntı gösterdiği belirtilmiştir. Die spacer grubu ile die spacer tekniği kullanılmayan grup arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır (Tablo 2)[65].



Tablo 1: Çeşitli simanların fiber postların simantasyonu sonrası gösterdiği sızıntı değerleri. (Kutu grafiği diyagramı, simanların ilgili ölçümlerinin sırasıyla medyan değerlerini ve 25 ve 75 percentil değerlerini gösterir.)

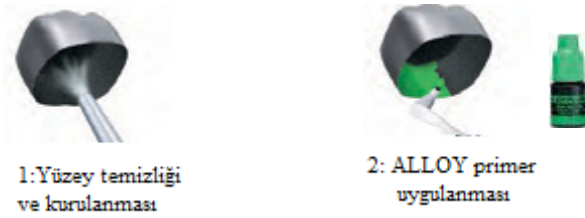


Tablo 2: Çeşitli simanların mine ve dentin sınırlarında gösterdiği sızıntı değerleri

Diş Yapısına ve Restoratif Malzemelere Kayma Bağlanma Dayanımı	24 saat	3000 termal siklus
	Mine	28.7 MPa
Dentin	15.8 MPa	15.4 MPa
Zirkonya	43.4 Mpa	34.4 MPa
Alumina	32.4 MPa	28.4 MPa
Altın alaşımı (Tip IV)	28.0 MPa	32.3 MPa
Titanyum	38.8 MPa	37.6 MPa
Porselen	24.9 MPa	25.7 MPa

Tablo 3: Panavia F 2.0'nin farklı maddelere bağlanma dayanımı [59]

Kıymetli ve yarı kıymetli metal restorasyonların hazırlığı şekil 4'te, porselen restorasyonların hazırlığı şekil 5'te belirtilmiştir. Şekil 6'da belirtilen işlemler ile simantasyon tamamlanır[59].



Şekil 4: Kıymetli ve yarı kıymetli restorasyonların yüzey hazırlığı



Şekil 5: Porselen restorasyonların yüzey hazırlığı

Zirkonya/alümina ve kıymetsiz metal yüzeyler için 2a ve 2b adımlarına ihtiyaç yoktur[59].

Şekil 6: Restorasyonların Panavia F 2.0 ile simantasyonu:



3: ED PRIMER II A+B karışımını uygulanması ve 30 sn. bekleme



4: Hava ile kurulama



5: Eşit miktarda A ve B patı çıkarılması



6: A ve B patlarının 20 sn. süreyle karıştırılması



7: Karışımın uygulanması



8: Fazlalıkların temizlenmesi

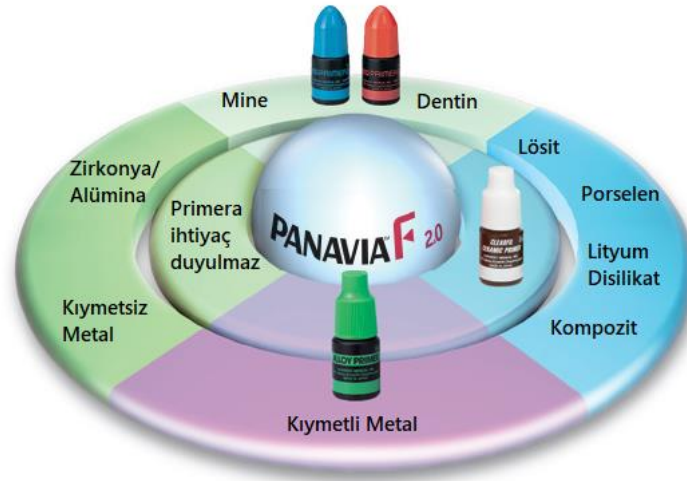


9: Işık uygulanması
Halojen/LED: 20sn
Plasma: 5 sn



9: Kimyasal polimerizasyon için OXYGUARD II uygulanması. 3dk. beklenir ve yıkanır.

Şekil 7: Panavia F 2.0'nin çeşitli maddelerle kullanım talimatları[59]:



Variolink II (Ivoclar-Vivadent)

Monomer matriksi; Bis-GMA, UDMA, TEG-DMA'dan oluşur. İnorganik doldurucu olarak; baryum silikat camı, ytterbium (III) florid ve Ba-Al-florosilikat cam bulunur. Bunlara ek olarak; katalizörler, stabilize ediciler ve pigmentler eklenmiştir. Partikül büyüklükleri 0,04-3µm arasındadır. [66]

Variolink II sistemi, dual sertleşen bir sistemdir. İndirekt seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Varolink II sistemi laminate veneerlerde kullanılmak istenildiğinde, yalnızca ışıkla sertleşen formu, Varolink II Base, kullanılır[66].

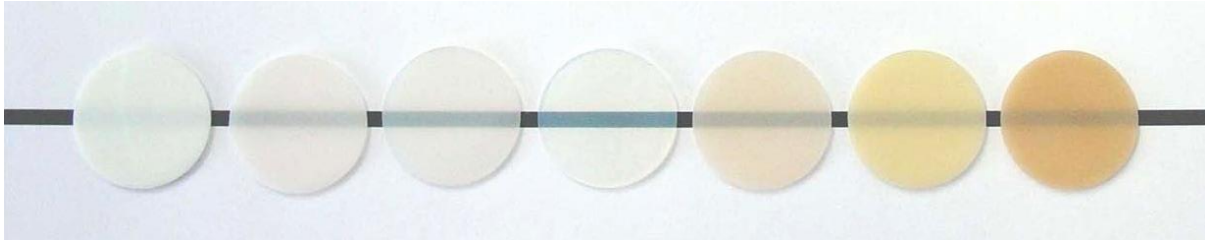
Variolink II sisteminde, Tetric Ceram kompozit teknolojisi kullanılmıştır. Çalışma zamanı 37 °C'de 3.5 dakikadır. Base ve katalizör oranı 1:1'dir[66].

Düşük viskoziteli, yüksek viskoziteli ve ekstra yüksek viskoziteli 3 formu bulunmaktadır (Şekil 8)[66]:

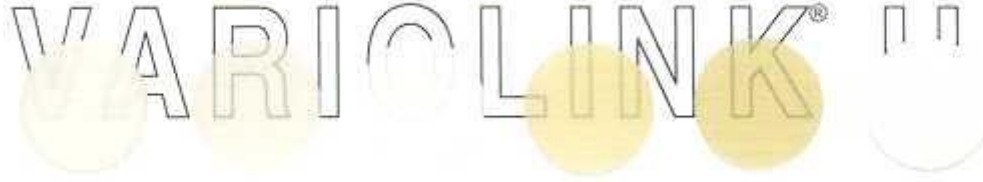


Şekil 8: Variolink II'nin düşük, yüksek ve ekstra yüksek viskoziteli 3 formu

Variolink'in, estetik ön bölge restorasyonlarında kullanılması için geliştirilen, ışıkla polimerize olan formu ise Variolink Veneer olarak adlandırılır. Işık geçirgenlik derecesi, HV +3 (High value) opak beyaz'dan MV 0 (medium value) yüksek translüsent ve Lv -3 (Low Value) sıcak sarı-kırmızımtırak renge kadar 7 farklı şekilde kullanılabilir (Şekil 9). Uzun süreli renk stabilitesi için, içeriğindeki amin miktarı düşürülmüştür[66].



Şekil 9: Varolink Veneer'in 7 farklı translüsentlik derecesi



Şekil 10: Variolink II'nin ton seçenekleri

Variolink II simanının 6 farklı ton ve 3 farklı derecede translüsentlik seçeneği vardır (Şekil 10). Variolink II içerisinde kullanılan barium silikat camı ve ytterbium (III) florid sayesinde yüksek radyoopaklık özelliği göstermektedir[66].

Varolink II simanı;
 İnley, onley, veneer
 Kuron protezi
 Tam seramik adeziv köprü
 Cam-fiber ile güçlendirilmiş kompozit kanal postlarının adeziv simantasyonunda kullanılır[66].

Tablo 4.a: Variolink II'nin ağırlıkça içerik yüzdesi[66]:

Baz	Yüksek katalizör	Düşük katalizör	
Dimetakrilatlar	26.3	22.0	27.9
İnorganik doldurucular (silika, barium silikat camı, ve ytterbium (III) florid)	73.4	77.2	71.2
Katalizörler ve Stabilize ediciler	0.3	0.8	0.9
Pigmentler	< 0.1	< 0.1	< 0.1

Tablo 4.b Variolink II'nin fiziksel özellikleri[66]:

Bükülme mukavemeti	İşıkla sertleşen baz	115	MPa
	İşıkla sertleşen baz ve katalizör	110	MPa
	Kimyasal sertleşen baz ve katalizör	85	MPa
Elastiklik modülü	İşıkla sertleşen baz	8300	MPa
	İşıkla sertleşen baz ve katalizör	8300	MPa
	Kimyasal sertleşen baz ve katalizör	6000	MPa
Basınç dayanımı		240	MPa

Sertleşme derinliği	Baz opak / beyaz / sarı / kahverengi/ transparan	1.0 / 3.0 / 2.8 / 2.2 / 3.0	mm mm
Film kalınlığı		15	µm
Radiopasite		450	% Al
Transparanlık	Baz opak / beyaz / sarı / kahverengi/ transparan	15.0 ± 1.5 12.0 ± 1.5 1.5 ± 0.5	% % %
Çalışma zamanı		3.5 ± 0.5	Dk.
Vickers sertliği (HV 0.5/30)		500	MPa
Su emilimi (7 gün)		25.0	µg/mm ³
Çözünürlük		1.0	µg/mm ³

Tablo 5.a: Variolink Veneer'in ağırlıkça içerik yüzdesi[66]:

	medium value 0	high value +1	high value +2 low value -1	low value -2 low value -3 high value +3
Dimetakrilatlar	33.7	34.5	32.7	32.7
İnorganik doldurucular	65.9	60.1	56.9	46.9
Ytterbium (III) florid	-	5.0	10.0	20.0
Katalizörler ve Stabilize ediciler	0.4	0.4	0.4	0.4
Pigmentler	-	< 0.1	< 0.1	< 0.1

Tablo 5.b: Variolink Veneer'in fiziksel özellikleri[66]

Translüsantlik	8-50	%
Bükülme mukavemeti	107	MPa
Elastiklik modülü	4500	MPa
Vickers sertliği	450	MPa
Basınç dayanımı	400	MPa
Su emilimi (7 gün)	18.5	µg/mm ³
Çözünürlük	0.0	µg/mm ³
Film kalınlığı	9	µm
Radiopasite	50-200	% Al

Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) inleylerin canlı dokulara Excite (Ivoclar-Vivadent) ve Variolink II ile simante edildiği bir çalışmada, 18 aylık bir süreçte Tablo 6'da belirtilen sonuçlar elde edilmiştir[67]:

Tablo 6: Variolink II ile simante edilen inleylerin 18 ay sonundaki klinik durumu

İnceleme	Çalışmanın tamamlanmasından sonraki durum
Post-operatif hassasiyet	0 %
Marjinal sıkılık	88.3 % mükemmel ara yüz
	11.7 % hafif renkleşme
Marjinal bütünlük	88.3 % mükemmel bütünlük
	11.7 % hafif çöküntü
Retansiyon	100 %

Excite/Variolink II/Empress 2 kombinasyonunun, klinik koşullar altında yüksek performans gösterdiği belirtilmiştir[67].

Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent) ve Variolink II kullanılarak IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) restorasyonlarının simante edildiği bir çalışmada, 24 aylık sürecin ardından; marjinal sınırdaki değişiklik, marjinal renkleşme, sekonder çürük ve retansiyon kaybının görülmediği belirtilmiştir[68].

Bir başka çalışmada, 25 inley ve onlay restorasyon Syntac Classic ve Variolink II kullanılarak simante edilmiştir. 18 ay sonrasında yapılan kontrolde Tablo 7'deki sonuçlara ulaşılmıştır[69]:

Tablo 7: Variolink II ile simante edilen 25 inley ve onlay restorasyonun 18 ay sonundaki klinik durumu

İnceleme	Çalışmanın tamamlanmasından sonraki durum
Marjinal renkleşme	5 %
Sekonder çürük	0 %
Marjinal bütünlük	95 %
Post-operatif hassasiyet	0 %

Variolink II ve DualCement kullanılarak yapılan bir başka çalışmada, 182 seramik veneer geriye dönük olarak değerlendirilmiştir. Ortalama gözlem süresinin 5.7 yıl olduğu çalışmada, simantasyonun başarı oranı %94.4 olarak bulunmuştur[70].

RelyX ARC (3M ESPE)

RelyX ARC simanı; metakrilat rezin bazlı, dual sertleşen bir siman türüdür. 3M Single Bond adeziv sistemiyle birlikte kullanılması için tasarlanmıştır. Bu kombinasyonla kullanıldığında; kuronlar, köprüler, adeziv köprüler, inley, onlay ve post simantasyonu için uygundur. Porselen, seramik, kirlenmiş kompozit, metal ve adeziv amalgam restorasyonları için uygundur[71].

Rezin, BisGMA ve TEGDMA polimerlerinin karışımıdır. Zirkonya/silika doldurucu; radyoopasite, aşınma direnci ve fiziksel güç vermek için kullanılır. Karıştırılmış RelyX ARC simanının ağırlıkça %67.5'lik kısmını doldurucu oluşturur. Ortalama partikül büyüklüğü yaklaşık olarak 1,5 µm'dir[71].

Single Bond adeziv sistemi; Single Bond adezivi ve Scotchbond Etchant'tan oluşur. Scotchbond etchant, ağırlıkça %35 fosforik asit jeji içerir. 0.6 pH değerine sahiptir. Mine ve dentini aşındırmak için kullanılır. Single Bond adezivi ise; etanol, HEMA, Bis-GMA, metakrilat rezinleri, metakrilat modifiye polikarboksilik asit kopolimeri, az miktarda su ve foto-başlatıcı sistemden oluşur. Porselen ve seramiklere olan yapışmanın artırılması için, RelyX Ceramic Primer kullanılır. Prehidrolize silan bağlı ajan, alkol ve sudan oluşur[71].

A patı, iki farklı ton için gereken pigmentleri içerir. Aynı zamanda amin ve foto-başlatıcı sistem içerir. Foto-başlatıcı, 400-500 nm aralığındaki görünür ışığa maruz kaldığında polimerizasyonu sağlar. Amin ise, B patındaki benzoil peroksit ile reaksiyona girerek kimyasal polimerizasyonu başlatır[71].

RelyX ARC simanının çalışma süresi yaklaşık olarak 2 dakikadır. Karıştırıldıktan itibaren 10 dakika içerisinde sertleşir. Bu süre, ışık kullanılarak kısaltılabilir[71].

RelyX ARC simanı, Transparan (A1) ve Evrensel (A3) tonlarında kullanılabilir[71].

RelyX ARC simanı, 3M Clicker Dispenser adlı dağıtıcıda paketlenmiştir. Bu dağıtıcı, çift uçlu bir şırıngaya benzer. İki kartuştan oluşur, bu kartuşlar A ve B patlarını içerir. Kol kullanıldığında, A ve B patlarının mixing pad üzerinde eşit miktarda sıkılmasını sağlar (Şekil 11). Dağıtıcı üzerinde, kartuş içerisinde ne kadar pat kaldığı belirten göstergeler mevcuttur. Bu göstergeler baz alınarak, yapılacak işleme göre kullanılması tavsiye edilen pat miktarları şu şekilde belirtilmiştir[71]:

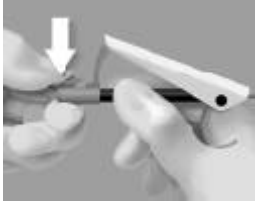
Amalgam, küçük inley: 2 birim

Post, büyük inley, küçük onley, anterior kuron, anterior köprü: 3 birim

Büyük onley, Maryland köprü, posterior kuron, posterior köprü: 4 birim

Restorasyonun oturtulmasından önce, Single Bond adeziv uygulanır ve ışıkla sertleştirilir. Kurlenmiş Single Bond adeziv, 10 µm'lik bir kalınlığa sahiptir[71].

Şekil 11: Rely X ARC simanının dağıtıcı ile kullanılması



1: Kapağın çıkarılması:
Kapağı açmak için kola basılı tutulur



2: Kapak çıkarılır



3: Kola bastırılarak patlar mixing pad'e aktarılır



4: Alkol bazlı temizleyici ile şırınga uçları temizlenir

4. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

1. Adeziv Sistemlerin Tarihçesi

İlk dental adeziv, 1949 yılında Oskar Hagger tarafından geliştirilmiştir. “Sevriton Cavity Seal” olarak adlandırılmıştır. Bu materyalin içeriğinde, sulfonik asit ile polimerize olan gliserolfosforik asit dimetakrilat adlı adeziv bulunur. 1952 yılında McLean ve Kramer adlı araştırmacılar, bu materyal ile diş yapılarının kimyasal bağ kurduğunu rapor etmişlerdir. Bu rapor, dentin yapısının asidik monomerle değişimini belgeleyen ilk rapordur. Bu durum, hibrit tabaka konseptinin öncüsü olarak kabul edilebilir[72].

1954 yılında, Buonocore ilk defa asit uygulaması ile mineye adezyon sağlamayı başarmıştır. %85'lik fosforik asit kullanarak mine yüzeyini aşındırmış ve rezin dolgu maddelerinin bağlanmasına uygun hale getirmiştir[73].

1968 yılına gelindiğinde, Buonocore ve arkadaşları, fosforik asit uygulanmış mine yüzeyine “prizma benzeri” rezinlerin penetre olduklarını belirtmişlerdir. Bu yapılar, fosforik asit uygulanmamış minede görülmemektedir[74]. Mine yüzeyine uygulanan fosforik asit, yüzeyde mikro girinti-çıkıntılar oluşturur. Bu sayede, mikro alanlara penetre olan rezin ile mikromekanik bağlantı gerçekleştirilmiş olur[75].

Mine yüzeyinde bağlanım başarısı gösteren bu konsept, dentin yüzeyinde uygulandığında sorunlara yol açmıştır. Bu sorunların en önemli sebepleri, hidrofobik rezinlerin kullanılması ve smear tabakası varlığıdır. 1970'lerde, dentin dokusunun SEM görüntülerinin incelenmesiyle ilk kez smear tabakası keşfedilmiştir. Bu tabakanın varlığının, dentin adezyonunu engellediği belirtilmiştir[76].

1980'lerde etch&rinse adeziv sistemlerin kullanımı geniş çevrelerce kabul görmüştür. 1982 yılında Nakabayashi, hibrit tabaka formasyonunun varlığını ilk kez belirtmiş ve hibrit tabaka ismini kendisi vermiştir. Buna ek olarak rezinin, asit uygulanmış dentine penetre olarak, kollajen fibrillerle güçlendirilmiş rezin matriksi yapısı oluşturduğunu belirtmiştir[77].

1990'ların başında, 3 aşamalı total-etch sistemler piyasaya sürülmüş ve adeziv diş hekimliğinde devrim niteliğinde karşılanmıştır. Dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesini takiben, hidrofobik rezinleri kullanmadan önce, hidrofilik primer uygulaması yapılmıştır. Bu 3 aşamalı sistemi takiben, 2 aşamalı total-etch ve self-etch sistemler geliştirilmiştir. Adeziv sistemlerin teknik hassasiyetini azaltmak için, daha basit sistemler geliştirme üzerine çalışılmıştır[78].

2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması

2.1. Etch&rinse Simanlar

Etch&rinse simanlar, “asitle ve yıka” yaklaşımıyla kullanılan, klinik açıdan başarılı sonuçları veren simanlardır. Asit, primer ve bonding gibi geleneksel olarak 3 aşamalı olabilirken, primer ve bonding ajanların birlikte uygulanmasıyla 2 aşamalı da olabilir[79,80].

Etch&rinse simanların asitleri, genellikle %30-40 oranında fosforik asitten meydana gelir. Rezinin mineye olan adezyonu mikromekanik olarak gerçekleşir. Hidroksiapatit kristalleri ve asitlenmiş mine yüzeyi ile bağ kurar. Dentin ile oluşan adezyon ise daha karmaşık bir biçimde gerçekleşir. Asitlenmiş dentin dokusunda ortaya çıkan demineralize apatit tabaka üzerindeki kollajen yapıları, hidrofilik monomerlerin bağ kurmasıyla adezyon gerçekleşir[4]. Rezinin dentine adezyonunun aşamaları vardır; önce smear tabakasını uzaklaştırmak amacıyla asit uygulanır, bunu tübüllerin açılıp genişlemesi ve dentinin 2-5µm demineralize olması izler. Bu demineralizasyon sonucunda kollajen fibrillerin etrafında 20-30 nm'lik kanallar açılmış olur. Rezin içerisindeki hidrofilik adeziv monomerler, bu açılan kanallara retansiyon sağlar[81]. 2-5 µm'lik demineralize bölge için, 15 saniye asit uygulanması yeterlidir. Bu sürenin uzaması, demineralize olan mikro girintileri derinleştirecek ve rezin infiltrasyonuna engel olacaktır. Tam aksi durumda, eğer asit kollajen bölgeleri etkilemezse, demineralize olan bölgelerin altındaki kollajen alan korumasız kalacak ve hidrolize uğrayıp bozulacaktır [4,82].

Dentin demineralizasyonu sonrasında HEMA, BPDm, 4-META gibi bir primer uygulanır. Primerin iki işlevi vardır; dentinle bağ kurmak için hidrofilik, simanla bağ kurmak için hidrofobik özellik gösterir[83]. Aynı zamanda dentin yüzeyinin yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirliğini sağlar[4]. Bu aşamayı takiben adeziv bonding rezin uygulanır. Rezin, primer uygulanmış dentin tübüllerine girer ve kopolimerize olarak hibrit tabaka ve rezin uzantılarını oluşturur. Hibrit tabaka, dentine bağlanmadaki esas faktördür[75].

Tüm rezin kompozitlerde bir miktar polimerizasyon büzülmesi görülür. Bu büzülme, bonding ajanlarla kompanse edilmeye çalışılır. Simanda polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşan stresler; simanın tipi, kalınlığı ve kavitenin preparasyonu ile değişmektedir[84]. Bu stresler, siman ve diş arasındaki aralığın belirlenmesinde rol oynayabilir. Eğer bağlantı, polimerizasyon büzülmesinin üstesinden gelebilirse, adezyon için ince bir rezin tabakası yeterli olabilir[85]. Yapılan bir çalışmada, dentin bonding ajanların, dual sertleşen simanların polimerizasyon büzülmesine bağlı bağlanım bozulmasının %46 ile 93 arasında azaldığı gösterilmiştir[86]. Bu tip simanlarda, polimerizasyon büzülmesinin adezyon sağlamadaki olumsuz etkisine rağmen, ideal olmayan açılara sahip kısa kuronlu preparasyonlarda yeterli adezyon sağlanacaktır[87]. Yapılan bir başka çalışmada, seramik kuron restorasyonların yapıştırılmasında rezin siman ile birlikte dentin bonding ajanının kullanılmasının tutuculuğu artırdığı, mikrosızıntıyı azalttığı belirtilmiştir[75].

Üç aşamalı adeziv sistemin uygulandığı simanlar, in-vitro ve in-vivo çalışmalarda mükemmel bağlanım değerlerine ulaşmıştır[88]. Fakat klinikte bu başarının yakalanabilmesi için, teknik hassasiyet gösterilmesi gerekmektedir. Komponentlerin ideal sürelerde uygulanmaması ve tükürük kontaminasyonu gibi durumlarda, bağlanım kuvveti azalmakta ve post-operatif hassasiyet oluşma ihtimali artmaktadır[89].

Üç aşamalı sistemlerin yanında, primer ve bonding ajanın birlikte uygulandığı iki aşamalı sistemler de vardır. Fakat bu sistemlerin, geleneksel 3 aşamalı sistemlere göre daha az bağlanım sağladıkları belirtilmiştir[90].

Etch&rinse simanların bazı üyeleri şunlardır: Variolink II (Ivoclar), Choise 2 (BISCO), Rely X ARC (3M ESPE), RelyX Veneer (3M Espe), NX3 Nexus (Kerr) ve Calibra (Dentsply, Caulk).

2.2. Self-Etch Rezin Simanlar

Self-etch (kendiliğinden asitli) rezin siman sistemlerinde, bir self-etch primer ve bonding ajanı şeklinde 2 aşama ya da hepsinin bir arada bulunduğu tek aşama şeklinde olabilir.

Self-etch rezin primer, asidik primer olarak da adlandırılır. pH'ı 1-2 arasındadır. Su ile uzaklaştırılmazlar. İntertübüler dentinde hibrit tabakası oluştururlar[80].

Self-etch primerlerin geliştirilme amacı, etch&rinse adeziv sistemlerinin teknik hassasiyeti sebebiyle meydana gelen hekim hatalarını önlemektir[91]. Fakat buna rağmen, uygulayıcının dikkat etmesi gereken noktalar bulunmaktadır. Self-etch primerlerin kullanım öncesinde çalkalanması gerekliliği, sadece uygun primer ve rezin siman kombinasyonu ile kullanılması gerekliliği bunlara örnektir[89]. Aynı zamanda, etch&rinse sistemi ile uygulanan simanlara göre daha az bağlanım gösterirler[92].

Self-etch simanların bazı üyeleri şunlardır: Panavia F 2.0, Panavia 21 (Kuraray), Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray), RelyX Ultimate (3M ESPE), Multilink (Ivoclar).

2.3. Self Adeziv Simanlar

Self adeziv rezin simanlar, yapıştırma simanlarının en yeni sınıfıdır. Geleneksel simanların kullanım kolaylığı ile, rezin simanların mekanik ve estetik avantajlarını bir potada toplama amacıyla üretilmiştir. Tek aşamalıdır ve uygulanması çabuk ve kolaydır. Self adeziv simanların içerisindeki fosforlanmış dimetakrilat monomerleri, mine ve dentini demineralize etmeye yarar. Fosforik asit grupları ise, hidroksil apatit kristalleri ile tepkimeye girer[93].

Self adeziv simanlar, asitleme ve yıkama uygulanan diğer sistemlerden farklı olarak, dentin smear tabakasını kaldırmazlar. Bu sebeple, post-operatif hassasiyete sebep olmazlar. Fakat, yeterince dentini demineralize edemediklerinden, dentine ve özellikle mineye olan bağlantıları kısıtlı kalmaktadır[94]. Mineye olan bağlantısını artırmak adına, selektif asit uygulaması önerilmektedir. Bunun sebebi, asit uygulamasının mineye olan bağlanımı 2 kat artırmasına rağmen, dentine olan bağlanımı düşürmesidir[95].

Self adeziv siman ile etch&rinse simanın lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyalle 1 yıllık bağlanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, etch&rinse sistemi uygulanan restorasyonların renk uyumu ve

marjinal uyum açısından daha iyi olduğu belirtilmiştir. Fakat self adeziv siman uygulamasının da klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu vurgulanmıştır[96].

Self-adeziv simanların bazı üyeleri şunlardır: RelyX Unicem, Unicem 2 (3M Espe), Clearfil SA (Kuraray), G-CEM (GC), Multilink Sprint, Speed Cem (Ivoclar)

5. Rezin Simanların Toksikite Değerlendirmesi

Dental rezin materyallerinden sızan TEGDMA ve UDMA maddeleri, hücrelerde sitotoksik ve genotoksik etkiye sebep olabilmektedir[97]. TEGDMA ve UDMA'nın DNA hasarına sebep olabileceği belirtilmiştir[98].

Koruyucu kaide maddelerinin kullanılmadığı durumlarda, dibenzoil peroksit ve 2-hidroksi 4-metoksi benzofenon maddelerinin pulpada inflamasyona sebep olabileceği belirtilmiştir[99].

EGDMA ve TEGDMA monomerlerinin Lactobacillus acidophilus ve Streptococcus sobrinus gibi önemli karyojenik mikroorganizmaların proliferasyonunda etkili olabileceği gösterilmiştir[100].

Dimetakrilat moleküllerinin, diş hekimleri üzerinde allerjik reaksiyonlara sebep olabileceği gösterilmiştir[101].

1982 yılında yapılan bir çalışmaya göre, rezin simanların artık monomerlerinin toksik olabileceği gösterilmiştir[102]. 1995 yılında yapılan bir çalışmada ise, artık monomerlerin genotoksik, mutajenik ve oestrojenik etkilerinin olabileceği bildirilmiştir[103].

İki rezin kompozitin uzun dönem biyoyoumluğu 20 hafta süre ile HeLa hücrelerinde incelenmiştir. 2. haftadan itibaren orta ila şiddetli derecede sitotoksik aktiviteye rastlanmıştır[104].

Bir başka çalışmada; polimerize kompozit örnekleri, insan gingival fibroblastlarında ve geçici L 5178y hücrelerinde 47 ay boyunca test edilmiştir. Rezin materyalinin, orta derecede sitotoksisiteye neden olduğu ve araştırma sonuna kadar bu sitotoksisitenin azalma göstermediği belirtilmiştir. Yapılan analizlerde, kompozitten ayrılan esas maddenin TEGDMA olduğu gösterilmiştir[105,106].

İki farklı rezin kompozitin biyoyoumluluğunun araştırıldığı bir çalışmada, üç kalıcı ve birincil insan hücresi üzerinde 4 farklı analiz yöntemi uygulanmıştır. 24 saat içerisinde, orta derecede sitotoksik etki görülmüştür. Duyarlılık açısından hücre gruplarında herhangi bir farklılığa rastlanmamıştır[107].

11 izole kompozit içeriğinin (komonomerler, monomerler, başlatıcılar, ortak başlatıcılar) sitotoksisitesi ölçülmüştür. Bisfenol A maddesinin, toksisitesi en yüksek madde olduğu görülmüş; Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA maddelerinin toksisitesi ise çok yüksek olarak belirtilmiştir[108]. Bir başka çalışmada ise 6 kompozit içeriğinin; bir kalıcı ve üç birincil insan oral fibroblast türü üzerinde toksisitesi araştırılmıştır. Bu çalışmada, Bis-GMA maddesinin en toksik madde olduğu belirtilmiştir. Ek olarak, birincil hücrelerin toksik etkilere duyarlılığının, 3T3 fibroblastlarına göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir[109].

Urethan dimetakrilatın sitotoksisitesinin araştırıldığı bir çalışmada, letal konsantrasyon olan 50 µM ürethan dimetakrilat içeriğinin, hücre büyümesinin önemli ölçüde inhibe ettiği görülmüştür. Bununla birlikte,

letal olmayan konsantrasyonların sebep olduğu hücresel değişiklikler, monomerlerin kültür ortamından çekilmesiyle birlikte geri dönüşümlü olmuştur[110].

35 rezin kompozit monomerinin insan fibroblast ve 3T3 hücreleri üzerindeki toksisitesinin araştırılmıştır. En yüksek toksisiteye sahip monomerlerin; UDMA, Bis-GMA, BisMA gibi base monomerleri olduğu görülmüştür. Komonomerler DEGDMA ve TEGDMA yüksek toksisite, EGDMA ve HEMA düşük toksisite göstermiştir. Fotobaşlatıcı DMBZ yüksek toksisite, en önemli foto başlatıcı olan CQ ise düşük toksisite göstermiştir. BHT inhibitörü yüksek derecede sitotoksik bulunmuştur[111].

RelyX U200, SpeedCEM ve G-Cem üzerinde yapılan bir çalışmada, simanların toksisitesi ölçülmüştür. G-Cem simanında, 72 saat sonucunda artık TEGDMA monomeri saptanmamışken, UDMA salınımının en yüksek olduğu görülmüştür. RelyX U200 simanında, TEGDMA monomeri saptanırken, UDMA'ya rastlanmamıştır. SpeedCEM simanında, TEGDMA salınımı en yüksek bulunurken, ek olarak UDMA artık monomerinin de saptantığı belirtilmiştir. Artık monomerlerinin kümülatif olarak en yüksek miktarı ise, G-Cem simanı grubunda saptanmıştır. Her 3 simanda da, artık monomer salınımının zaman içerisinde artış gösterdiği belirtilmiştir. 3 simanın sitotoksosite seviyesinde anlamlı bir farklılığa rastlanmazken, her 3 simanın da kontrol grubuna göre hücre yaşam süresi değerinin düşük olduğu belirtilmiştir. Reaktif oksijen türleri (ROS) salınımında da aynı şekilde 3 siman arasında farklılığa rastlanmazken, kontrol grubuna göre yüksek ROS salınımı saptanmıştır[112]. Reaktif oksijen türlerinin, hücre apoptosisine yol açarak sitotoksitede anahtar bir rol üstlendiği belirtilmiştir[113]. Her 3 simanın da DNA hasar miktarı, kontrol grubuna göre yüksek bulunmuştur. En yüksek DNA hasarı, RelyX U200 simanında rastlanmıştır[112].

6. Dental Seramikler

Dental seramikler; feldspar, kuartz, kaolin, alümina gibi çeşitli materyallerin karışımından oluşur. Bu üç temel maddeye ek olarak cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri ve opaklaştırıcı ajanlar ilave edilmektedir[114].

Feldspar: Potasyum alüminyum silikat ile albit karışımıdır. Camsı faz oluşturur, birleştirici özelliği ile fırınlanma sırasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarmakta ve kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır.

Kuartz: Yapısı silikadır. Doldurucu olarak görev alır, pişirme sonucu oluşabilecek büzülmeleri önleyerek kitleye stabilizasyon sağlamaktadır.

Kaolin: Kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı görevi görür. Dental seramiğin işlenebilirliğini artırır[3].

Cam modifiye ediciler veya akışkanlar: Seramiğin sinterlenmesi için borik asit ya da alkali karbonatlar seramik yapısına dahil edilir.

Ara oksitler: Alüminyum oksit gibi ara oksitler seramiğin viskozitesini artırır.

Opaklaştırıcı ajanlar: Seryum, zirkonyum, titanyum, kalay oksit gibi ince partiküller halinde öğütülmüş materyalleri içerir[19].

1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

1.1. Fırınlama ısılarına göre

Yüksek ısı seramikleri (1300 °C): Suni diş yapımında ya da yüksek sıcaklık ile pişirilen jaket kuronların yapımında kullanılır.

Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C): İnley, jaket kuron ve köprülerde kullanılır

Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C): Metal desteği olan kuron köprü protezlerinde, alüminoz porselenlerde kullanılır.

Çok düşük ısı seramikleri (850 °C ve altı): Büzülme katsayıları düşük olan bu seramikler titanyum alaşımlarında kullanılır[19,43].

1.2. İçeriklerine Göre

1.2.1. Metal Destekli Seramikler

Dental seramikler, estetik olarak üstün özelliklere sahip olsalar da gerilme kuvvetlerine karşı zayıftırlar ve kırılmaya açıktırlar[115]. Metal destekli seramikler, bu dezavantajı ortadan kaldırmak adına geliştirilmiştir. Metal alaşım formülleri ile ısısal olarak uyumluluk gösteren, yüksek genleşmeye sahip porselenler “lösit porseleni” adını almıştır. İki materyalin bağlanabilmesi için, ısısal genleşme katsayılarının yakın olması gerekmektedir. İdeali, metalin ısısal genleşme katsayısının seramikten yüksek olmasıdır[114].

Metal destekli seramikler yüksek dayanıklılık gösterir. Tam seramik sistemlere göre marjinal uyumları iyidir. Fakat estetik açısından, tam seramik restorasyonlara göre geride kalmaktadır[1].

1.2.2. Tam Seramikler

1.2.2.1. Cam seramikler

Cam seramikler; amorf, camsı faz ve kristalin içeren çok fazlı materyallerdir. Diş hekimliğinde ilk olarak 1968 yılında kuron protezlerinde kullanılmıştır. 1986 yılında, Dicor; cam seramik yapının hacmine %55 tetrasilisik flormika kristalleri ile güçlendirilmiş dökülebilir cam seramik sistemi geliştirilmiştir[116]. Bu sistemin yarı kristal yapısı; materyale direnç ve yüksek elastisite modülü gibi olumlu özellikler kazandırmıştır. Dicor sisteminin bukalemun etkisi ve yüksek translusensi özellikleri sebebiyle belirli bir kalınlığı aşmamaları gerekmektedir. Bu durumda da kırılmalara karşı dirençsiz kalmaktadır. Bu olumsuzluklar nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır[117].

1.2.2.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit, dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu materyaldir. Metal altyapılı cam seramik restorasyonların fırınlanmaya uygun hale getirilmesi için cam seramik materyale ilave edilmiştir. Buna ek olarak tam seramik restorasyonlarda da kullanılır[118]. Bu restorasyonların translusent olmaları sebebiyle estetik özellikleri ön plandadır[119]. Anterior bölgede kuron restorasyonları için endikedir[120].

1.2.2.1.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disilikat cam seramiklerin elde edilmesinde, ısı ile presleme ve mum uçurtma teknikleri kullanılmaktadır. Anterior bölgede üç üyeli köprü, posterior bölgede en çok ikinci premolar dişe uzanan üç üyeli köprü ve tek kuron restorasyonları için endikedir[121].

1.2.2.2. Cam İnfiltre Seramikler

Cam infiltre seramik sistemler, sinterlenmiş oksit altyapıya cam partiküllerinin infiltre edilmesi sebebiyle, In-Ceram olarak adlandırılır. In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3 kısımda incelenir.

1.2.2.2.1. In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina sistem ilk olarak 1989 yılında kullanılmıştır. Bu sistemde, öncelikle alümina altyapı şekillendirilir ve fırınlanır. Fırınlamanın ardından cam seramik infiltre edilir. Bu sistem, %99,56 oranında saf alümina içermektedir[122,123].

In-Ceram Alumina restorasyonlar, anterior ve posterior bölgede kuron restorasyonlara ve üç üyeli köprü restorasyonlara endikedir[122,123].

Bu restorasyonlar, yarı opak yapıları sebebiyle estetik olarak avantajlıdır[119].

1.2.2.2.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram alümina sistemin yarı opak olmalarından dolayı, alternatif olmak üzere geliştirilmiştir. Bükülme direnci In-Ceram Aluminadan düşük olmasına rağmen, yüksek translüensliği sebebiyle estetiğin öncelikli olduğu anterior bölgede tek kuron restorasyonları, inley ve onley restorasyonlar ile sınırlıdır [122,123].

1.2.2.2.3 In-Ceram Zirconia

In-Ceram Alumina sistemine, %35 oranında, kısmi stabilize edilmiş zirkonya eklenmesi ile oluşturulmuştur[124]. Bükülme ve kırılma direnci, In-Ceram Aluminaya göre yüksektir[125]. Bu sistemin yüksek opasitesi sebebiyle anterior bölgede kullanılması estetik düşünüldüğünde uygun değildir. Posterior bölgede ise endikedir[119,123]. Fırınlama esnasında gösterdiği büzülme az olduğu için, marjinal uyumları metal seramik sistemlere yakın olacak kadar iyidir[122].

In-Ceram Zirconia ile yapılan köprü restorasyonlarının kalınlığının oklüzogingival olarak en az 4-5 mm; bukkolingual olarak en az 3-4 mm olması gerekmektedir. Aşırı opasitesi ve translüent olmaması sebebiyle posterior bölgede kullanılması tavsiye edilmektedir[126,127].

1.2.2.3. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğindeki cam fazı tamamen uzaklaştırılmıştır. Düzenli, yoğun bir kristal dizilimi vardır. Bu sayede seramik içerisindeki çatlakların ilerlemesi engellenir ve cam seramiklere göre daha dayanıklı bir hal alır. Polikristalin seramiklerin opasitesi, cam seramiklere göre daha fazladır. Polikristalin

seramik altyapıların cam seramik ile kaplanması ile hem dayanıklı hem de estetik protezler elde edilmektedir. Altyapıların üretiminde tamamen sinterize edilmiş alüminyum oksit ya da zirkonyum oksit kullanılmaktadır[118].

1.2.2.3.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler

Alüminyum oksit polikristalin seramiklerin yapısında %99 yüksek saflıkta alüminyum oksit bulunmaktadır[128]. Yüksek dayanıklılık gösterir. Yüksek sıcaklıkta tam sinterize edilerek veneer porseleni uygulanan bu seramikler ile estetik özelliği ön planda olan restorasyonlar ortaya çıkar. Anterior ve posterior bölgede tek kuron restorasyonlarında, inley ve onley restorasyonlarda kullanımı endikedir[129].

1.2.2.3.2. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler

Zirkonyum oksit polikristalin seramikler, yüksek mekanik özelliklere ve iyi biyolojik uyuma sahiptir. Günümüzde diş hekimliğinde yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyumun önemli bir yeri vardır. Altyapı materyali olarak kullanımı yaygınlaşmıştır[130]

2. Zirkonyum'un Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Zirkonyum, ısıya ve korozyona karşı dirençli olan, dayanıklı, fiziksel özellikleri üstün bir elementtir. Doğada tek başına bulunmaz. Zirkonyum dioksit (ZrO_2), zirkonat (ZrO_3), zirkonil tuzu (ZrO^{+2}) gibi bileşikler oluşturur. Su ile tepkimeye girmez, asitlere karşı dirençlidir[131].

Zirkonya, 3 allotropu bulunan bir materyaldir. Farklı sıcaklıklarda farklı fazlarda bulunur. 950 °C'den düşük sıcaklıklarda monoklinik fazı, 1200-2370 °C sıcaklığı arasında tetragonal fazında bulunur. 2370 °C üzerinde kübik faza geçer. Oda sıcaklığında faz değişimini stabil hale getirmek için, diş hekimliğinde kullanılan zirkonyalara %3-%5 mol yttria (Y_2O_3) eklenir. Y-TZP olarak bilinen, yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali olarak diş hekimliği terminolojisinde geçer[132].

90'lı yılların başından itibaren, diş hekimliğinde zirkonya kullanımı artış göstermiştir[50]. Tam seramik yapılar içerisinde, zirkonyanın en iyi mekanik ve estetik özelliklere sahip olduğu ortaya konulmuştur[49]. Tatminkar optik özellikler, biyouyumluluk ve 1000 MPa'a dayanan bükülme direnci; zirkonyum oksitin altyapı materyali olarak kullanılmasını yaygınlaştırmıştır[133]. Zirkonyum oksit esaslı seramiklerin kırılma ve esneme dirençleri, alüminadan yaklaşık iki kat güçlüdür.

Zirkonyumun elastik modülü düşüktür. Hava veya solüsyon ile temasında, yüzeyince hızlıca oksit tabaka oluşur. Bu oksit tabaka, zirkonyumun korozyona dirençli olmasını sağlar[131].

Zirkonya materyalinin en olumsuz özelliği opak oluşudur. Opak olduğu için estetiği artırmak amacıyla feldspatik porselen ile veneerlenmesi gerekir. Bu durumda ısı ve neme maruz kalan zirkonyanın tanecik çapı artar ve çatlaklara direnci azalır[134]. Opak oluşunun bir başka dezavantajı, ışık ile polimerize olan simanlarla birlikte kullanılmasını zor kılmasıdır. Fakat zirkonyanın radyoopak olması, radyografik değerlendirmede artık simanın ve sekonder çürüğün yakalanabilmesini sağlar[134–136]. Aynı zamanda opaklık özelliği, renginin doğal dişlere benzeme özelliğiyle birlikte, zirkonyaya renklenmiş bir diş veya metal postu gizleme olanağı sağlar[137].

Zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır. Seramikler arasında en iyi fiziksel özellikleri zirkonyum gösterir[131].

3. Diş Hekimliğinde Zirkonyum Esaslı Restorasyonlar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya seramikler üç grup halinde ele alınmaktadır: Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve zirkonya ile güçlendirilmiş magnezyum[136].

3.1. Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

3 farklı fazı bulunan zirkonyayı tetragonal fazda stabilize etmek için %2-%3 mol itriyum oksit (Y_2O_3) eklenir. Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali adını alır[132]. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan zirkonya esaslı materyaldir[130]. Alümina esaslı seramiklere göre 2 kat kırılma direncine sahiptir[138].

Y-TZP'nin akıllı değişim olarak adlandırılan özelliği, ona mekanik olarak önemli bir avantaj sağlamaktadır. Zirkonya kristalleri, stres karşısında kafes şeklinde birleşir ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçer. Kristaller büyüyerek, çatlağın etrafını sarar ve yapı güçlenmiş olur. Zirkonyanın bu özelliğine transformasyon doygunluğu da denir[118,123]. Bu mekanik özellik sayesinde, çatlaklara karşı iyi bir altyapı materyali olarak işlev görür[139]. Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı materyali arayışında geline son nokta, Y-TZP esaslı seramiklerdir[140,141]

Y-TZP diş hekimliğinde ilk olarak 1990 yılında, endodontik post ve implant abutmentlerinde kullanılmıştır[142,143]. Günümüzde, kuron restorasyonlarında, tek gövdeli sabit bölümlü protezlerde hem anterior hem posterior bölgede kullanılabilir[140,143].

Y-TZP esaslı restorasyonlar, camsı yapılara sahip olmadığı için, çözülmelere karşı direnci yüksektir[144]. Biyolojik uyumlarının araştırıldığı çalışmalarda; lokal veya sistemik bir yan etkisinin olmadığı ortaya konulmuştur[145,146].

Zirkonya esaslı köprü protezlerin ömrü, alümina esaslı protezlere göre daha fazladır ve metal altyapılı restorasyonlara yakın seviyededir[147]

Zirkonya esaslı restorasyonlarda başarı, dişin preparasyonu ile doğrudan ilgilidir. Preparasyon basamağı her yerde eşit kalınlıkta olmalıdır. Altyapı için 0,4 mm, üst yapı için 0,7mm olmak üzere 1,2-1,5 mm genişliğinde basamak gereklidir. Yuvarlatılmış yan duvarlar 6 derece olmalıdır[148,149]. Ağız içi adaptasyon için aşındırma yapılacaksa mutlaka soğutulmalıdır. Isı artışı, faz değişimine sebep olarak yapısal direncin azalmasına yol açar.

Zirkonya esaslı seramikler, geleneksel ya da rezin simanlarla kullanılabilir. Bağlanmayı artırmak için Al_2O_3 ile kumlama yapılabilir. Lösit seramiklerde olduğu gibi asitleme yapılmaz[150].

7. Tam Seramik Restorasyonların Adeziv Simantasyonu

Tam seramik sistemlerde görülen komplikasyonlar; kuron porseleninde kırılma ve çatlama, endodontik tedavi ihtiyacı, desimantasyon ve sekonder çürük oluşumu olarak sayılabilir[118].

Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu, diş-rezin ve seramik-rezin bağlantısı olmak üzere iki farklı yüzeyde gerçekleşir[151,152].

Diş-Rezin Bağlantısı:

Dentin ve mine yüzeyine uygulanan asit aracılığıyla ya da dentin adezivleri yardımıyla, diş ile rezin arasındaki bağlantı sağlanmaktadır. Demineralize olan dentin matriksine monomerler penetre olarak hibrit tabakayı meydana getirir ve mikromekanik bir bağlanma sağlar[77].

Seramik-Rezin Bağlantısı:

Seramik ve rezin arasında iyi bir bağlanma sağlanabilmesi için, seramik yüzeyi üzerine bazı işlemler uygulanmalıdır. Bu işlemler mekanik, kimyasal veya ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir. Mekanik olanlar; asitle pürüzlendirme, kumlama, elmas döner aletlerle pürüzlendirme, lazer ile pürüzlendirme ve plazma spreyi ile pürüzlendirme. Kimyasal yüzey işlemine ise silan uygulaması dahil olur[153].

1. Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

1.1. Mekanik İşlemler

1.1.1 Asitle pürüzlendirme

Yüzeyi pürüzlendirmek için kullanılan hidroflorik asit, seramiğin cam matriksine etki eder ve lösit kristalleri çevresinde mikro girinti-çıkıntılar oluşturur. Bu sayede, rezin simanlar ile mikromekanik bir bağlantı gerçekleşir. Genellikle 1 dakika uygulanan %5-10 konsantrasyondaki hidroflorik asit, porselen yüzeyinde çok sayıda gözenek meydana getirir ve rezin-porselen bağlantısını kuvvetlendirir. Ancak kullanım süresi, asitleme işlemi yapılacak olan seramik türüne göre değişmektedir. Hidroflorik asit dışında, %36-40 konsantrasyondaki fosforik asit ve asidüle fosfat florür kullanılabilir[154,155].

Geleneksel cam seramik restorasyonların simantasyonu öncesinde, porselene %5-9.5'lük hidroflorik asit, diş dokusuna ise %3'lük fosforik asit ve silan bağlayıcı ajan uygulanması, rezin simanın feldspatik porselene bağlanma kuvvetini artırır[156]. Fakat bu asit ajanlar; cam infiltre ve yoğun olarak sinterlenmiş alümina esaslı seramik yüzeylerinde yetersiz kalmaktadır. Cam infiltre alümina esaslı seramik restorasyonlarda, tribokimyasal kaplama işlemi uygulanabilir. Restorasyon yüzeyi önce alüminyum oksit partikülleri kullanılarak temizlenir ve sonra silika modifiye alüminyum oksit partikülleri ile kaplanır. Ve ardından yüzeye yine silan uygulanır[50]

Zirkonya seramiklerde cam fazı bulunmadığı için, hidroflorik asit uygulamanın bir etkisi yoktur [157]

1.1.2. Kumlama

Seramik materyallerin yüzeylerinin kumlanması, oksitleri ve kontamine tabakalarını uzaklaştırır, yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey enerjisini artırarak rezin bağlantısını kuvvetlendirir[140,158,159]. Kumlama için en çok kullanılan madde Al_2O_3 'tür. 50, 100, 110 ya da 250 μm büyüklükteki Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye hızlıca çarpması sonucu, yüzey enerjisi aktive olur[158,160–162].

Rezin-seramik bağlantısı güçlendirmek adına pek çok teknikte bağlanmayı artırabilmek için, kimyasal ajanlardan önce kumlama işlemi gerekmektedir[163]. Yüzeyleri alüminyum oksit ile kumlanmış zirkonya esaslı postlar ile Panavia 21 rezin siman arasında yüksek bağlanım değerleri elde edilmiştir[164].

Yoğun olarak sinterlenmiş alümina esaslı seramik yüzeylerde ise; alüminyum oksit taneleri ile kumlama, asitleme işlemine göre daha iyi bir bağlanma gerçekleştirir[150]. Bu işlemi elmas frezle pürüzlendirme izler[150],[165]. Bu kumlama işleminin zirkonya esaslı restorasyonlarda kullanılması durumda ise, iyi bir bağlanma gerçekleştirilemeyebilir[135]. Zirkonya, asit uygulanarak pürüzlennmeyi sağlayan bir cam fazına sahip değildir. Aynı zamanda zirkonya silika ihtiva etmediği için, silika-silan bağı kurulamaz. Bu sebeplerden dolayı, zirkonya ile olan bağlantıyı güçlendirmek için; eriyik mikro cam incileri ile kaplama, feldspatik porselen ile kaplama, glaze seramik ile kaplama gibi uygulamalar kullanılabilir[166,167]. Yapılan bir çalışmada; In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia'ya uygulanan %10 hidroflorik asit ve 50 μm alüminyum oksit kumlaması işlemlerinde, bu uygulamaların seramik yüzeylerinde mikro değişikliklere neden olmadığı belirtilmiştir[168].

Alüminyum oksit ile yapılan kumlama işleminde, zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilmektedir. Bu sebeple, kumlama basıncının düşürülmesi önerilmektedir[169].

1.1.3. Elmas döner aletlerle pürüzlendirme

Elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum yüzeyinin SEM görüntüsü incelendiğinde, öteki yöntemlere nazaran daha fazla pürüzlü yüzey elde edildiği görülmüştür[153]. Fakat elmas frez ile aşındırılan yüzeyler incelendiğinde, keskin alanların ve stres odaklarının varlığının restorasyonu zayıflatabileceği belirtilmiştir[154,166].

Döner aletlerle pürüzlendirme yönteminin en büyük avantajı, ağız içerisinde kolaylıkla uygulanabilmesidir[170].

1.1.4. Lazer ile pürüzlendirme

Lazer enerjisi ile yüzey pürüzlendirme yöntemi oldukça yenidir. Lazerin madde yüzeyine çarpması ile, ışık enerjisi ısı enerjisine dönüşür. Ve bu enerji madde tarafından absorbe edilir[171].

Er:YAG lazerin , ablyasyon olarak adlandırılan mikropatlamaları sayesinde yüzey partikülleri ortadan kaldırılmaktadır[171].

Yapılan bir çalışmada; 300 mJ enerjisinde ve 20 Hz frekansındaki Er:YAG lazer ışınlarının, seramik ve rezin bağlantısını güçlendiren bir etki gösterdiği ortaya konulmuştur. Aynı çalışmada; 20 Hz frekansında 600 mJ ve 900 mJ enerjili Er:YAG lazer ışınlarının ise bağlanmayı olumsuz etkilediği gösterilmiştir[172].

Y-TZP seramiklerle rezin simanlar arasındaki bağlantının araştırıldığı bir çalışmada ise, lazer uygulanan yüzeyin bağlantısının, kumlama uygulanan yüzeye göre daha zayıf olduğu gösterilmiştir[165].

1.1.5. Plazma Spreyi Yöntemi

Plazma spreyi; iyon, elektron, atom ve nötral parçalar içeren bir gazdır. Bu gazın iyonize edilmesiyle, seramik yüzeyindeki hezamedilsiloksanın yapısı bozulur ve polimer oksijen ile aktive olur. Zirkonyum bazlı seramiklerde, aktive olan silika partikülleri sayesinde, rezin siman ve zirkonya yüzeyi arasında kimyasal bağ oluşur[173]

1.1.6. Porselen incisi ile pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine, su ile karıştırılan toz porselen incilerinin sürülüp 720 °C’de fırınlanması, bağlanma kuvvetini artırır[174].

Porselen incisi ile pürüzlendirme ve plazma spreyi yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, porselen incisi ile pürüzlendirilen örneklerin bağlantı dayanıklılığının daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Pürüzlendirilme yapılmayan örneklerin bağlantı dayanıklılığının ise anlamlı derecede düşük olduğu belirtilmiştir[174].

1.1.7. HIM/SIE

Bu yöntemde, zirkonyum öncelikle 750 °C’de 2 dakika, 650 °C’de 1 dk. ve 750 °C’de 1 dk. olmak üzere sıcaklığa maruz bırakılır ve en son oda sıcaklığına getirilir. Bu işleme HIM (Hot Isostatic Maturation) adı verilir. Daha sonra Al, Ti, K, Rb ve Mg içeren cam tozuyla (SIE) kaplanır. 750 °C’ye kadar her dakika 60 °C sıcaklık artışı yapılır ve 2 dk. bekletilir. Tekrar oda sıcaklığına getirilir ve %5’lik HF ile 15 dk. yıkanır. Daha sonra buharla temizlenir, hava ile kurutulur[175].

Bir çalışmada zirkonyum örneklerinin bir kısmına HIM/SIE uygulaması, bir kısmına ise kumlama sonrası Panavia F siman uygulanmıştır. HIM/SIE yöntemi uygulanan grubun bağlantı dayanıklılıkları daha yüksek bulunmuştur. Aynı zamanda, kumlama uygulanan grubun bağlantı dayanıklılığı zaman içerisinde azalırken, HIM/SIE yöntemi ile pürüzlendirilen yüzeyde bu şekilde bir azalma görülmemiştir[175].

1.2. Kimyasal İşlemler

1.2.1. Silan uygulaması

Silan uygulaması, silika esaslı seramiklerle rezinin kimyasal bağlantısını kuvvetlendirir. Silan molekülünün hidroksil grubu ile seramik yüzeyin silikon dioksitleriyle, fonksiyonel grubu ile de rezin matriksiyle bağ kurarak kopolimer meydana getirir[176].

Silan bağlayıcı ajanlar, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır[177].

Silika bazlı seramiklerde; asit uygulaması ve sonrasında silan uygulaması, başarılı bir bağlantı kurmak için fayda sağlamaktadır. Fakat silika içermeyen yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya seramiklerde istenen başarı yakalanmamaktadır[177].

1.3. Hem Mekanik Hem Kimyasal İşlemler

1. Silika kaplama işlemi

Silika kaplama işlemi, hem kimyasal hem de mekanik yüzey işlemlerindedir.

1.1. Pirokimyasal silika kaplama

Tetraetoksisilan (TEOS) içeren silika solüsyonunun özel bir alevden geçmesiyle 0,1-1,0 µm kalınlığında bir silika tabakası yüzeyi kaplar. Zirkonyum esaslı seramikler için kullanılacak bir yöntemdir[178,179].

1.2. Tribokimyasal silika kaplama

Restorasyon yüzeyi önce alüminyum oksit partikülleri kullanılarak temizlenir ve sonra silika modifiye alüminyum oksit partikülleri ile kaplanır. Kumlama esnasındaki kum, yüzeye 15 µm derinliğe kadar nüfuz edebilir. Ardından yüzeye silan uygulanır. Bu sistem kompozite ve silana kimyasal olarak bağlanmayı sağlar. Hem geleneksel seramiklerde, hem de zirkon esaslı seramiklerde kullanılabilen bir yöntemdir[50]. En yaygın kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemleri, CoJet ve Rocatec sistemleridir[153].

1.2.1. CoJet Sistemi

Cojet (3M ESPE) sistemi, %97 oranında silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit kumu ve %3 oranında silandan oluşan bir sistemdir. Klinikte kullanılabilir. 30µm çapındaki, salisilik asit içeren alüminyum oksit partiküllerinin seramik yüzeylerine dik bir biçimde basınç ile püskürtülmesiyle, yüzey silika ile kaplanır. Bu sayede mikro mekanik tutuculuk elde edilir. Bu işlemden sonra, kimyasal tutuculuk için silan uygulaması yapılır[62,179].

2005 yılında yapılan bir çalışmada Al₂O₃ ile kumlama, silika uygulaması ve Cojet sistemi ile silan uygulaması yapılan zirkonyum yüzeylerde Panavia F rezin simanın gerilim dayanıklılığı ölçülmüştür. Cojet sisteminin bağlantı dayanıklılığına olumlu etkisi olduğu rapor edilmiştir[180].

2006 yılında yapılan başka bir çalışmada, 125 µm Al₂O₃ uygulanan zirkonyum yüzeyleri ile Cojet sistemi uygulanan zirkonyum yüzeyleri karşılaştırılmıştır. Cojet sisteminin, rezin siman ile zirkonyum yüzeyi arasındaki bağlantı değerlerini olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir[181].

1.2.2. Rocatec Sistemi

Rocatec (3M ESPE) sistemi, %95'den fazla silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit kumu, %1-5 arasında amorf silika veya silisyum dioksit içermektedir. Laboratuvarında kullanılabilir. Bu sistemde kumlama iki aşama ile gerçekleştirilir. İlk aşamada, yüzeyi temizlemek ve aktive etmek amacıyla, 110 µm'lik alüminyum oksit kumu basınç ile püskürtülür. Buna Rocatec-Pre adı verilir. İkinci aşamada ise, 110 µm'lik silisyum oksit kumu basınç altında püskürtülür ve yüzey silika ile kaplanır. Bu aşamaya ise Rocatec-Plus adı verilir[182].

Silika kaplama ve ardından silan uygulaması, zirkonya esaslı seramiklerin bağlanma kuvvetini artırır[140]. Rocatec sisteminin, zirkonyum oksit ile rezin simanlar arasındaki bağlantıyı güçlendirdiği belirtilmiştir[161,166,179,181,183]. Silika kaplama, seramiğin yüzey enerjisi artırır. Silan uygulaması, silika kaplı yüzey ile rezin siman arasında bağ kurulmasını sağlar. Seramiğin inorganik fazı ile simanın organik fazı kovalent bağ kurar. Bu kimyasal bir bağlantıdır. Bu bağlantıya ek olarak, silanların seramik yüzeyin ıslatılabilirliğini artırması, mikro girinti-çıkıntılar oluşturmaması ile mekanik bir bağlantı kurulur[168,184].

Rocatec sisteminin cam infiltre alümina seramiklerde, yttrium ile kuvvetlendirilmiş sistemlere göre bağlantı dayanıklılığını daha fazla artırdığı belirtilmiştir[161].

Bir çalışmada; Rocatec sistemi uygulanmış, sadece kumlama uygulanmış, sadece silanlanmış ve hiçbir işlem uygulanmamış zirkonya örneklerinin rezin simanlarla bağlantısı incelenmiştir. En yüksek bağlantı dayanıklılığı gösteren örneğin Rocatec ile silika kaplanmış zirkonyalar olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda, Rocatec sisteminin kenar sızıntısını önleme konusunda başarılı olduğu sonucuna ulaşılmıştır[185].

Silika, zirkonya yüzeyine Van der Waals kuvvetiyle bağlanmaktadır[186]. Tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanmış zirkonya ile rezin simanların bağlanmasının uzun dönem başarısının irdelendiği bir çalışmada, silikanın zirkonya yüzeyine yeterince güçlü bağlanamamasının, siman-zirkonya bağlantısının stabilizasyonunu olumsuz etkilediği belirtilmiştir[161].

2. Zirkonya Esaslı Restorasyonların Simantasyonu

Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonunda, çinko fosfat ve modifiye cam iyonomer siman da seçenekler arasındadır. Çinko fosfat simanın klinik başarısı tatmin edici olmuştur. Fakat, özellikle pulpada oluşturdukları iritan etkileri, yüksek mikrosızıntı göstermesi ve restorasyon kenarlarındaki renklemeleri sebebiyle yeni siman arayışına girilmiştir[187]. Cam iyonomer simanların kullanılması durumunda da klinik başarı sağlanmıştır; fakat toz/likit oranının hassaslığı, tükürük kontrolünün kritik önem taşıması gibi hassas özellikleri, klinik performansını düşüren etmenlerden olmuştur[188]. Resin simanların yüksek tutuculukları, marjinal açıklıkları kapatma kabiliyetleri ve kırılma direncine katkıları, zirkonyum ile birlikte kullanılmak için onları iyi bir seçenek haline getirir[173].

Resin ile seramik yüzey arasında iyi bir bağlanmanın gerçekleşmesi; mikromekanik yüzey kilitlenmesine ve aktive olan seramik ile kimyasal bağın oluşmasına bağlıdır[140].

Rezin simanlar ile yüksek dayanımdaki seramikler arasında klinik açıdan sağlıklı bir bağlantının nasıl elde edileceği konusunda yeterli bilgi mevcut değildir. Kırılmaların en büyük sebebinin yetersiz adezyon olması, rezin siman ile zirkonya arasında tam anlamıyla bir kimyasal bağlanmanın gerçekleşmediğini göstermektedir[165].

Zirkonya esaslı restorasyonlarda, restorasyon kalınlığı arttıkça, simanın polimerizasyon yüzdesi azalır[189]. Dual simanların tam polimerize olması için yeterli ışık alması gerekmektedir. Kullanılan seramik malzemenin ışık geçirgenliği ve kırılma indeksi gibi özellikleri, restorasyonun altına iletilecek olan ışık miktarını etkiler[190–192]. Zirkonya seramiklerin; kırılma indeksleri yüksek, ışık geçirgenliği ve emilim değeri düşüktür. Ek olarak, zirkonya altyapı üzerine dentin ve mine porselenlerin uygulanması ile opaklık iyice artar[119]. Bu özellikleri, estetik açısından avantaj sağlayabilse de, altındaki simana ulaşan ışığı azaltabilir. Bu sebeple, zirkonya esaslı restorasyonlarda, kimyasal yolla polimerize olan simanlar kullanılabilir[189]. Dual polimerize simanlarla kullanılacaksa, ışık kaynağı olarak LED kullanılmalıdır. Panavia F 2.0 ile simante edilen zirkonyalara LED ve QTH ışık kaynaklarının uygulandığı bir çalışmada, LED ışık kaynağı ile beslenen simanın sertlik derecesi daha yüksek bulunmuştur. Fakat zirkonya kalınlığı arttıkça, LED ışık kaynağının avantajı ortadan kalkar[189]. Zirkonya ile birlikte feldspatik porselenin kullanılması, dual rezin simanların ışık kaynakları altındaki polimerizasyon etkinliğini önemli ölçüde azaltmaktadır[189].

İki farklı rezin siman ile zirkonya üzerinde yapılan bir çalışmada; zirkonya primeri ile uygulanan simanın, self etch olan öteki simana göre bağlanma dayanımı önemli ölçüde yüksek bulunmuştur[165]. Aynı çalışmada, yttrium ile stabilize edilen zirkonyum porselen yüzeye, rezin simanın bağlanmasını en iyi sağlayan yöntemin kumlama olduğu belirtilmiştir. Bu sonuç, başka çalışmalarla da desteklenmektedir[150,166]. Bağlanma dayanımını artırmada kumlamanın ardından elmas frezle pürüzlendirme işlemi gelmektedir. Hiçbir işlem uygulanmayan zirkonyalar ile %9.6'lık hidroflorik asit uygulanan zirkonyaların en düşük bağlanmayı sağladığı gösterilmiştir[150]. Yttrium ile stabilize edilmiş ve cam ihtiva etmeyen zirkonya yüzeyine, hidroflorik asit etki etmemektedir[166,168]. Aynı zamanda lazer ile pürüzlendirmenin, işlem uygulanmamış kontrol grubuyla benzer etkiler gösterdiği gösterilmiştir[165]. Kumlama uygulamasının en yüksek bağlanmayı vermesinin sebebi olarak, girintili çıkıntılı yüzey oluşturmaları ve bu sayede bağlanma yüzeyini artırması düşünülmektedir[159,165].

Bir çalışmada ise, zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden çok, kullanılan rezin simanın önemli olduğu belirtilmiştir. 250 ve 50 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ ile kumlama, asit uygulama, elmas frezle aşındırma ve Rocatec ile silanlama işlemi yapılan 5 farklı rezin simanla (Superbond: kimyasal sertleşen siman, Panavia 21: dual siman, Twinlook: kimyasal sertleşen siman) yapılan çalışmada, bağlanım kuvvetinin; Superbond simanda en yüksek olduğu ve yüzey işlemlerinden daha çok kullanılan siman ile ilgili olduğu belirtilmiştir. Rocatec ile pürüzlendirme işleminin Panavia ve Twinlook simanlarda bağlanıma olumlu etkide bulunduğu belirtilmiştir. Aynı çalışmada, kopma yüzeylerinin incelenmesinde, tüm örneklerin rezin siman-seramik arasında olduğu gösterilmiştir[166].

Zirkonya altyapılı restorasyonların simantasyonunda, Panavia 21 simanın en başarılı sonuçlar verdiği pek çok çalışmada gösterilmiştir[61,133,140,193]

Fosfat esaslı monomer içeren rezin simanların, zirkonyuma olan bağlanmayı arttığı belirtilmiştir[161,194]. 2008 yılında yapılan bir çalışmada, fosfat monomeri içeren simanlar ile içermeyen simanların bağlantı dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Zirkonyum diskler ile yapılan çalışmada, fosfat monomer içeren simanların daha başarılı olduğu görülmüştür. Fosfat monomeri içermeyen simanlar içerisinde, metal primer kullanılan Multilink Automix'in en iyi dayanıma sahip olduğu gösterilmiştir[195]. Metal primerlerin, yüzey işlemlerine ve rezin simanlara bakılmaksızın bağlantı kuvvetini artırdığı belirtilmiştir[196].

Dual simanların sertlikleri, seramik kalınlığının 2-3 mm'den fazla olması durumunda önemli ölçüde azalmaktadır. Her 1 mm kalınlığındaki seramik, polimerizasyonu %70 oranında azaltmaktadır[197]. 0,5mm kalınlığında seramik içeren restorasyonlardaki siman sertlik derecesinin; 1, 1.5 ve 2mm kalınlıktaki restorasyonlara göre önemli ölçüde yüksek olduğu gösterilmiştir[189]. 2mm'den kalın zirkonya restorasyonlarda, yeterli polimerizasyonu sağlayabilmek için, yüksek enerjili bir ışık kaynağı kullanılmalı ve ışığa maruz bırakılma süresi artmalıdır[49].

Zirkonya esaslı restorasyonlarda, MDP içeren dual polimerize siman kullanılması önerilmektedir[189]. MDP içerikli Clearfil Esthetic simanın, yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılmadan dahi klinik kullanıma uygun olduğu belirtilmiştir[198].

Granül büyüklüğü küçüldükçe şeffaflık özelliği artan alümina örneğinde olduğu gibi, zirkonyanın granül boyutlarının çeşitli yöntemlerle değiştirilmesi durumunda, yarı şeffaflık özelliğinde artış görülebilir[49,137,199].

Pek çok zirkonya bonding tekniğinde, MDP içerikli primerlerin kullanılmasının olumlu etkilerinden bahsedilmiştir. MDP içerikli rezin simanların zirkonya yüzeyine bağlanma kuvvetinin daha fazla olduğu gösterilmiştir[200]. Bir çalışmada, zirkonya esaslı restorasyonlar için MDP içerikli simanların kullanılması gerektiği belirtilmiştir[201].

SONUÇLAR

- 1) Tam seramik restorasyonların simantasyonu için ideal bir materyal bulunmamaktadır.
- 2) Rezin simanlar; adeziv özellikleri, yüksek dayanıklılıkları, düşük çözünürlükleri, geniş renk ve opasite seçenekleriyle geleneksel simanlara iyi bir alternatif olmaktadır.
- 3) Rezin simanların içerdiği monomerler, sitotoksik ve genotoksik potansiyele sahiptir
- 4) Zirkonya materyalinin opaklığı, ışık ile polimerize olan ya da dual-cure simanların polimerizasyon yüzdesini azaltmaktadır.
- 5) Lösitle güçlendirilmiş seramiklerin simantasyonu öncesinde asit uygulaması bağlanımı artırmaktadır.
- 6) Zirkonya yüzeyine uygulanan asit pürüzlendirme işleminin, bağlanma kuvvetine etkisi olmamaktadır. Zirkonya için en iyi yüzey hazırlama işleminin kumlama olduğu görülmektedir.
- 7) Rezin simanların ya da primerlerin MDP içeriği, zirkonya ile bağlanımı artırmaktadır.
- 8) Dual-cure simanların aktivasyonunda, ışık kaynağı olarak LED kullanımı tavsiye edilmektedir.
- 9) Üç aşamalı Etch&rinse adeziv sisteminin kullanıldığı simanlar, mükemmel bağlanım özellikleri göstermektedir.
- 10) Self-adeziv sistemli rezin simanların kullanımında, mine yüzeyine selektif asit uygulaması, bağlanımı 2 katına çıkarmaktadır.
- 11) Tam seramik restorasyonların simantasyonu ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

KAYNAKÇA

1. O'brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 2002.
2. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer Kaplama) Kronlar. 1. Baskı. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara; 1996. 247–252 p.
3. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara; 1993. 305–344 p.
4. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999;
5. Pameijer CH, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. Swed Dent J [Internet]. 1994 Jan 1 [cited 2020 Apr 7];18(1–2):59–67. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8052953>
6. Brännström M, Nyborg H. Comparison of pulpal effect of two liners. Acta Odontol Scand. 1969;
7. Roulet J-F, Wilson NHF, Fuzzi M, Aykor A, Tanalp J. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler güncel pratik uygulamalar. Quintessence Yayıncılık; 2006.
8. Akçaboy C. Sabit protezlerde başarısızlık nedenleri. [Yayl.y.]; 1996.
9. Brännström M, Nyborg H. Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and EpoxyLite CBA 9080. J Prosthet Dent. 1974;
10. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;
11. Gülhan A. Pedodonti. Doyuran Matbaası, İstanbul; 1987. 214–215 p.
12. Bayırlı GS, İstanbul Üniversitesi. Diş Hekimliği Fakültesi. Pulpa patolojisi ve tedavileri. 1991. 83–97 p.
13. Bayırlı GS, Şirin Ş. Konservatif Diş Tedavisi. 1982. 119–130 p.
14. Smith DC. Biocompatibility of dental materials. Alpha Omegan [Internet]. 1988 [cited 2020 Apr 2];81(4):20–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3270981>
15. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials - E-Book. Introduction to Dental Materials - E-Book. 2013.
16. Oilo G. Luting cements: a review and comparison. Int Dent J. 1991;
17. Mount GJ. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. Operative dentistry. 1994.

18. Meryon SD, Stephens PG, Browne RM. A Comparison of the in vitro Cytotoxicity of Two Glass-ionomer Cements. *J Dent Res.* 1983;62(6):769–73.
19. McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials 5th Edition.* Blackwell Science Ltd., London; 1998.
20. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements. *J Am Dent Assoc.* 1990;
21. Mount GJ. Clinical placement of modern glass-ionomer cements. *Quintessence Int (Berl).* 1993;
22. Barnes DM, Blank LW, Gingell JC, Gilner PP. A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc.* 1995;
23. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, et al. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent.* 2004;
24. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: Effects on oral cells. *J Prosthet Dent.* 1990;
25. VAN ZEGHBROECK L. Cements Part I: Theoretical Considerations. *J Esthet Restor Dent.* 1995;
26. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;
27. Setchell DJ, Teo CK, Khun AT. The relative solubilities of four modern glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 1985;
28. Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent Mater.* 1993;
29. Fitzgerald M, Heys RJ, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of a glass ionomer luting agent: bacterial leakage. *J Am Dent Assoc.* 1987;
30. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;
31. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. 2006.
32. Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater.* 2005;
33. Yli-Urpo H, Vallittu PK, Närhi TO, Forsback AP, Väkiparta M. Release of silica, calcium, phosphorus, and fluoride from glass ionomer cement containing bioactive glass. *J Biomater Appl.* 2004;
34. Palmer G, Jones FH, Billington RW, Pearson GJ. Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. *Biomaterials.* 2004;

35. Sanares AME, Itthagaran A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater.* 2001;
36. Corporation G. GC Fuji Plus Radiopaque reinforced glass ionomer luting cement. Tokyo, Japan; 2004.
37. Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları İzmir; 2004. 111-14,128-29 p.
38. Christensen GJ. The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assoc.* 1993;
39. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;
40. Pekperdahci T. Self adeziv rezin modifiye dental siman ile konvansiyonel rezin bazli simanlarin karşılaştırılması. 2009;
41. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* 2003;
42. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara; 2000.
43. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials). Elsevier Saunders. 2013.
44. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992;
45. Gladwin M, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials. In: *Clinical Aspects of Dental Materials.* 2009.
46. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;
47. Multilink Automix Kullanma Kılavuzu. In Ivoclar Vivadent AG, Almanya; 2003.
48. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;
49. Turp V, Öngül D, Gültekin P, Bultan Ö, Karataşlı B, Pak Tunç E. POLYMERIZATION EFFICIENCY OF TWO DUAL-CURE CEMENTS THROUGH DENTAL CERAMICS. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2015;
50. TÜRKOĞLU P, BULTAN Ö, ÖNGÜL D. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2010;
51. Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N. Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. *J Oral Rehabil.* 2005;

52. Watanabe F, Powers JM, Lorey RE. In vitro Bonding of Prosthodontic Adhesives to Dental Alloys. *J Dent Res.* 1988;
53. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowskp TJ. Tensile Fatigue Limits of Prosthodontic Adhesives. *J Dent Res.* 1991;
54. Jacobsen PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J.* 1992;
55. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992;
56. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;
57. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent.* 2005;
58. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;
59. INC. KM. Dual Cure Dental Adhesive System: Panavia F 2.0. Okayama, Japan; 2007.
60. Ernst CP, Aksoy E, Stender E, Willershausen B. Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns. *Am J Dent.* 2009;
61. Freiderich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4).
62. Della Bona Á, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3).
63. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent.* 2006;
64. Dasch W, El Aryan M, Roggendorf MJ, Ebert J, Petschelt A, Frankberger R. Koronale Dichtigkeit adhäsiv zementierter Glasfaserstifte bei unterschiedlichen Placementtechniken. Eine In-vitro-Untersuchung. University of Erlangen-Nuemberg; 2008.
65. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-Amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent.* 2008;
66. AG I-V. Variolink II Luting Cement. Schaan, Liechtenstein; 2003.
67. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *J Adhes Dent.* 2006;
68. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations.

- J Prosthet Dent. 2013;
69. Monaco C, Baldissara P, Dall’Orologio GD, Scotti R. Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *Int J Prosthodont*. 2011;14(1):81–6.
 70. Mauro Fradeani, Marco Redemagni, Marcantonio Corrado. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation— A retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;
 71. Products E (3M) AD. Rely X ARC Adhesive Resin Cement System. St Paul, USA; 2003.
 72. MCLEAN, JW. A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid activated resin for use in restorative dentistry. *Br Dent J*. 1952;93:255–69.
 73. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;
 74. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*. 1968;
 75. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*. 1995;
 76. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning Electron Microscopy of Cut Tooth Surfaces and Identification of Debris by Use of the Electron Microprobe. *J Dent Res*. 1970;
 77. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;
 78. Eshrak Sofan, PhD Afrah Sofan, PhD Gaspare Palaia, PhD Gianluca Tenore, MD, DDS Umberto Romeo, MD, DDS Guido Migliau, MD D. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*. 2017;
 79. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent*. 2000;
 80. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*. 1995;
 81. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent*. 1997;
 82. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent*. 1994;236–44.
 83. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*. 1996;
 84. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded

- Resin Layers. *J Dent Res.* 1989;48–50.
85. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile Strength of Thin Resin Composite Layers as a Function of Layer Thickness. *J Dent Res.* 1995;
 86. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent.* 1996;
 87. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: Effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent.* 1996;
 88. Jr SE, SC B. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent.* 1997 Aug 1;10(4):184–8.
 89. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent.* 2005;
 90. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent.* 2010;
 91. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation? *J Am Dent Assoc.* 2007;
 92. Cekic I, Ergun G, Lassila LVJ, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *J Adhes Dent.* 2007;
 93. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2011;2.
 94. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2011.
 95. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004;
 96. Taschner M, Frankenberger R, García-Godoy F, Rosenbusch S, Petschelt A, Krämer N. IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. *Am J Dent.* 2009;
 97. Wisniewska-Jarosinska M, Poplawski T, Chojnacki CJ, Pawlowska E, Krupa R, Szczepanska J, et al. Independent and combined cytotoxicity and genotoxicity of triethylene glycol dimethacrylate and urethane dimethacrylate. *Mol Biol Rep.* 2011;
 98. Kleinsasser NH, Wallner BC, Harréus UA, Kleinjung T, Folwaczny M, Hickel R, et al. Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *J Dent.* 2004;
 99. Stanley HR, Bowen RL, Folio J. Compatibility of Various Materials with Oral Tissues. II: Pulp Responses to Composite Ingredients. *J Dent Res.* 1979;
 100. Hansel C, Leyhausen G, Mai UEH, Geurtsen W. Effects of various resin composite (Co)monomers and

- extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res.* 1998;
101. Munksgaard EC, Hansen EK, Engen T, Holm U. Self-reported occupational dermatological reactions among Danish dentists. *Eur J Oral Sci.* 1996;
 102. Thompson LR, Miller EG, Bowles WH. Materials Science: Leaching of Unpolymerized Materials from Orthodontic Bonding Resin. *J Dent Res.* 1982;
 103. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent.* 1995;
 104. Nakamura M, Koda H, Kawahara H. A proposition for long-term biocompatibility test of dental materials in vitro. *Dent Mater J.* 1983;
 105. Geurtsen W. Investigations into the duration of the toxicity of a composite. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1986;41:496–8.
 106. Geurtsen W. Long-term effects of a composite on cultured human gingiva cells. *J Dent Res.* 1987;68:330.
 107. HENSTEN-PETTERSEN A, HELGELAN K. Sensitivity of different human cell lines in the biologic evaluation of dental resin-based restorative materials. *Eur J Oral Sci.* 1981;
 108. Hanks CT, Strawn SE, Watahai JC, Craig RG. Cytotoxic Effects of Resin Components on Cultured Mammalian Fibroblasts. *J Dent Res.* 1991;
 109. Lehmann F, Leyhausen G, Spahl W, Geurtsen W. Comparative cell culture studies of the cytotoxicity of composite resin components. *Dtsch Zahnarztl Z.*
 110. Nassiri MR, Hanks CT, Cameron MJ, Strawn SE, Craig RG. Application of flow cytometry to determine the cytotoxicity of urethane dimethacrylate in human cells. *J Biomed Mater Res.* 1994;
 111. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J Biomed Mater Res.* 1998;
 112. Kurt A, Altintas SH, Kiziltas MV, Tekkeli SE, Guler EM, Kocyigit A, et al. Evaluation of residual monomer release and toxicity of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J.* 2018;
 113. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: A review. *Clinical Oral Investigations.* 2008.
 114. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2004.
 115. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi;* 2005.
 116. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the

- literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006.
117. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001;
 118. Robert Kelly J. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*. 2004.
 119. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*. 2002;
 120. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite reinforced glass ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int (Berl)*. 2002;33(7).
 121. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2002;
 122. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;
 123. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;
 124. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*. 2004;
 125. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*. 2005;
 126. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4).
 127. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent*. 2001;
 128. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;
 129. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 1998;
 130. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: Key concepts for clinical application. *Operative Dentistry*. 2009.
 131. The Columbia encyclopedia. *Choice Rev Online*. 2001;
 132. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. 2004 Sep 1;20(7):655–62.
 133. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-

- sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;
134. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999.
 135. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics of North America.* 2004.
 136. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry.* 2007.
 137. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;
 138. Tinschert J. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study [Internet]. 2001 [cited 2020 May 10]. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/11857734>
 139. Müller W, Meyer L. Shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater J.* 2006;
 140. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;
 141. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of inceram alumina and in-ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2).
 142. Jeong S-M, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2002 Mar 1 [cited 2020 May 10];15(2):154–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11951805>
 143. Özcan M, Kerckdijk S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig.* 2008;
 144. DRUMMOND, JL. Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. *Dent Mater vivo aging Relat Phenom.* 2003;35–45.
 145. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;
 146. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* 1999;
 147. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials.* 2007;
 148. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;
 149. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-

- based layer structures for crowns. *J Dent Res.* 2002;
150. Awliya W, Odén A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand.* 1998;
 151. Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dental update.* 1999.
 152. Kahvecioğlu S. Bir rezin simanın dört farklı metal alaşımına bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi. *Doktora Tezi, Konya;* 2006.
 153. Uludamar A, Akalin B, Özkan YK. Zirkonyum esasli tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J.* 2011;
 154. Della Bona Á, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent.* 1998;
 155. Della Bona Á, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2).
 156. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998;
 157. Xible AA, De Jesus Tavarez RR, De Araujo CDRP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;
 158. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil.* 2004;
 159. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;
 160. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;
 161. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;
 162. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava™ all-ceramic system. *J Prosthodont.* 2005;
 163. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;
 164. O’Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In Vitro Tensile Bond Strength of Adhesive Cements to New Post Materials. *Int J Prosthodont.* 2000;
 165. Uludamar A. Zirkonyum Oksit Seramik Restorasyonlarda Farklı Yüzey Hazırlıklarının Kompozit

- Yapıştırma Simanının Bağlanması Etkilerinin İncelenmesi. Konya; 2007.
166. Derand T, Derand P. Bond Strength of Luting Cements to Zirconium Oxide Ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000;
 167. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*. 2007;
 168. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;
 169. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*. 2008;
 170. Asar V, Taniş MÇ. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc*. 2013;30(3).
 171. Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: Acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007;
 172. Corona SAM, De Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomed Laser Surg*. 2007;
 173. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater J*. 2005;
 174. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005;
 175. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*. 2008;
 176. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil*. 2005;
 177. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2006;
 178. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater*. 2003;
 179. Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 2008;
 180. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to

- zirconium-based ceramic. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2012.
181. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;
 182. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*. 2008;
 183. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*. 2004;
 184. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;
 185. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila LVJ, Vallittu PK, Shinya A. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dent Mater J*. 2008;
 186. Chen. Bonding of Resin Materials to All-Ceramics: A Review. *Curr Res Dent*. 2012;
 187. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*. 2003;
 188. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent*. 1999;
 189. Gültekin P, Pak Tunç E, Öngül D, Turp V, Bultan Ö, Karataşlı B. CURING EFFICIENCY OF DUAL-CURE RESIN CEMENT UNDER ZIRCONIA WITH TWO DIFFERENT LIGHT CURING UNITS. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2015;
 190. Soares CJ, Da Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*. 2006;
 191. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 2004;
 192. Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Capel Cardoso PE. Influence of Curing Light Attenuation Caused by Aesthetic Indirect Restorative Materials on Resin Cement Polymerization. *Eur J Dent*. 2010;
 193. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006;
 194. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic composite bond strength. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3).
 195. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*. 2009;

196. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009;
197. el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999;
198. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater.* 2009;
199. Galmarini S, Aschauer U, Bowen P, Parker SC. Atomistic simulation of Y-doped α -alumina interfaces. *J Am Ceram Soc.* 2008;
200. TURP V, AKGÜNGÖR G, ŞEN D, TUNCELLİ B. Influence of MDP Content in Different Resin Cements and Zirconia Primers on Ceramic-Resin Cement Bond Strength. *Turkiye Klin J Dent Sci.* 2016;
201. Burke FJT, Fleming GJP, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent.* 2002;

ÖZGEÇMİŞ

1994 yılında Kocaeli’de doğdum. Öğrenim hayatıma Kocaeli ili Gölcük ilçesi Halidere İlköğretim Okulu’nda başladıktan sonra Gaziantep’te Mahmut Hümayun Özhelvacı İlköğretim Okulu ve Org. Kenan Evren İlköğretim Okulu’nda devam ettim. 8 yıllık ilköğretim hayatımı, Sakarya ilinde Cumhuriyet İlköğretim Okulu’nda tamamladım. 2008 yılında Bursa Fen Lisesi’ni yatılı olarak kazandım ve 2012 yılında mezun oldum. 2013 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandım ve halen bu kurumda 5. Sınıf öğrencisi olarak öğrenim hayatıma devam etmekteyim.