



**T.C. İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**REZİN SİMANLARIN SINIFLANMASI VE
UYGULAMA PROSEDÜRLERİ**

KURON KÖPRÜ PROTEZİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Değer ÖNGÜL

Muhammed Faruk ERKUŐ

0801160161

Nisan, 2022

BİTİRME TEZİ

İSTANBUL

TEŞEKKÜR

Rezin simanların sınıflanması ve uygulama prosedürleri tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Değer ÖNGÜL'e, ilgisini ve önerilerini göstermekten kaçınmayan sayın Dt. Göknur ÖZTÜRK'e sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Her zorlu süreçte yanımda olan Dr. Nergis ACAR'a, çalışmalarım boyunca yardımını hiç esirgemeyen değerli arkadaşlarım Gökhan KUZUCU'ya ve Oğuzhan KILIÇ'a teşekkür ederim.

Lisans eğitimim ve hayatım boyunca maddi manevi destekleriyle her zaman arkamda olan aileme ve sevdiklerime teşekkürlerimi borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
TABLolar VE KISALTMALAR LİSTESİ	iv
ÖZET	v
SUMMARY	vi
1. Giriş.....	1
2. Dental Simanların Tarihçesi.....	1
3. Dental Simanların Sınıflandırılması	2
3.1. Fosfat Bağlı Simanlar	2
3.2. Fenolat Esaslı Simanlar	3
3.3. Polikarboksilat Esaslı Simanlar.....	4
3.4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları.....	4
3.5. Metil Metakrilat Esaslı Olanlar (Rezin Bağlı Simanlar)	5
4. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar	5
4.1. Adeziv Sistemlerin Tarihçesi	5
4.2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar	6
5. Polimerizasyon Şekline Göre Rezin Simanlar	8
5.1. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar	8
5.2. Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar	9
5.3. Dual Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	9
6. Dental Seramikler.....	10
6.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	10
7. Tam Seramik Sistemlerin Adeziv Simantasyonu	15
7.1. Tam Seramik Sistemlere Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	16
8. Zirkonya Esaslı Restorasyonların Adeziv Simantasyonu.....	18
9. Lamine Veneerlerin Adeziv Simantasyonu	19
10. Adeziv Simantasyonda Klinik Başarısızlıklar ve Çözüm Önerileri	20
SONUÇLAR.....	22
KAYNAKÇA.....	23

ÖZ GEÇMİŞ.....31

TABLolar VE KISALTMALAR LİSTESİ

Tablo 1: Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması[23].	8
Tablo 2: Rezin Simanların Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması[23].	10
Tablo 3: Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırması[35].	11

10-MDP: 10-Metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat

4-META: 4-Metakriloksietil trimelitik anhidrit

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat

HEMA: Hidroksi etil metakrilat

PSZ: Yarı stabilize zirkonya

Y-TZP: İtiryum-tetragonal zirkonya polikristalleri

Al: Alüminyum

Ca: Kalsiyum

Zn: Çinko

Zr: Zirkonyum

Al₂O₃: Alüminyum oksit

CaO: Kalsiyum oksit

CeO₂: Seryum (IV) oksit

CuO: Bakır (II) oksit

K₂O: Potasyum oksit

MgO: Magnezyum oksit

MnO₂: Manganez dioksit

Na₂O: Sodyum oksit

SiO₂: Silisyum dioksit

Y₂O₃: İtiryum (III) oksit

ZnO: Çinko oksit

ZrO₂: Zirkonyum oksit

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat

°C: santigrat derece

GPa: gigapascal / **KPa:** kilopascal / **MPa:** megapascal

µm: mikrometre

mm: milimetre

ÖZET

Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonların başarısının en önemli ve son aşaması simantasyondur. Restorasyonların ömürleri, dayanımları ve estetiği dental yapıştırma simanlarıyla doğrudan ilişkilidir. Bu derleme rezin esaslı simanlara dair bilgilerin edinildiği bir klinik rehber çalışmasıdır.

Yapıştırma simanlarının temel görevi, indirekt restorasyon ve diş dokusu arasında kalan boşluğu doldurmak ve restorasyonun fonksiyon sırasında yerinden çıkmasını önlemektir. Çinko fosfat simanlar ve çinko polikarboksilat simanlar sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında güncelliğini korumaktadırlar. Ancak adezyon eksikliği ve çözünürlük gibi dezavantajları vardır.

Metal destekli porselen restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen porselen ile kaplanmak zorunda olan metal alt yapı özellikle marjinlerde gri renkte hoş olmayan bir görüntüye sebep olabilmektedir. Bu problemin çözümü için çok sayıda tam porselen sistemi metal destekli porselenlere alternatif olarak geliştirilmişlerdir.

Tam seramik restorasyonların uzun dönem ağız ortamında başarıyla hizmet verebilmeleri seramik, yapıştırma ajanı ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın başarısına bağlıdır. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu çinko fosfat ya da modifiye cam iyanomer simanlarla yapılabilir. Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından dolayı rezin yapıştırma simanlarının kullanımı tercih edilmektedir.

Son yıllarda sabit protetik yaklaşımlardaki teknik ve materyallerin değişimi simanların geliştirilmesini zorunlu hale getirmiştir. Geleneksel simanların yüksek çözünürlük, adezyon eksikliği ve yetersiz estetik özellikleri gibi olumsuz taraflarını iyileştirmek amacıyla rezin simanlar geliştirilmiş ve yaygın kullanım alanı bulmuştur.

Sonuç olarak üretici firmalar diş hekimliği pratiğinde kullanılan çok sayıda ve farklı özelliklerde simanlar geliştirip kullanıma sunmuşlardır. Her simanın üstün ve zayıf tarafları bulunmaktadır. Diş hekimi simanları tanıyıp hangi durumda, hangi simanı kullanacağına klinik tecrübesi ve bilgisi ile karar vermelidir. Bu derlemede geleneksel ve rezin simanları güncel bir yaklaşımla değerlendireceğiz.

SUMMARY

Cementation is the very last and crucial stage of fixed dentures' clinical success in dentistry. Clinical lifetimes, strength and aesthetics of restorations are directly related to bonding cements. This article is a clinical guideline review to obtain information on resin-based cements.

The main task of bonding cements is to fill the gap between denture and dental tissue, and to prevent the restoration from being dislocated during function. Zinc phosphate cements and zinc polycarboxylate cements remain current in the bonding of fixed prosthetic restorations. However, it has disadvantages such as lack of adhesion and solubility.

Although metal reinforced porcelain restorations have been clinically used successfully for many years, the metal substructure that has to be covered with porcelain may result in unpleasant gray appearance especially at the margins. Many full porcelain systems have been developed as an alternative to the metal reinforced porcelains to solve this problem.

The success of full ceramic restorations in serving for a long time in the mouth depends on the success of bonding between the ceramic, adhesive agent and tooth structures. Cementation of zirconium restorations may be carried out using either zinc phosphate or modified glass ionomer cements, but use of resin adhesion cements is often preferred as they cover marginal gaps better, their retentive capability is stronger and they increase the resistance of restorations to fractures

In recent years, the change in techniques and materials used in fixed prosthetic approaches has made it necessary to develop cements. Resin cements have been developed and widely used in order to improve the negative aspects of traditional cements such as high solubility, lack of adhesion and insufficient aesthetic properties.

As a result, manufacturers have developed and presented a large number of cements with different properties used in dental practice. Each cement has its strengths and weaknesses. The dentist should know the cements and decide which one to use in which situation with his clinical experience and knowledge. In this study, we will evaluate traditional and resin cements with a contemporary approach.

1. Giriş

Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonların kullanımı son yıllarda artış göstermiştir. Buna paralel olarak siman materyallerinin gelişimi de hızlanmıştır.

1900'lü yılların başlarında siman materyali olarak çinko oksit öjenol, çinko fosfat gibi materyaller geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Bu simanların herhangi bir adeziv özelliği yoktur. Sadece restorasyon ve diş dokusu arasındaki boşluğu doldurmuşlardır. Retansiyona bir katkıları olmamıştır.

Sabit protetik restorasyonlarda metal destekli seramik restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen yapısındaki metal alt yapının; restorasyonun ışık geçirgenliğini azaltarak estetik sakıncalara yol açması, lokal doku reaksiyonuna ve korozyon toksisitesine sahip olabilmesi gibi dezavantajlarından ötürü bu materyal yerine yeni arayışların doğmasını gerektirmiştir.

Yıllar geçtikçe indirekt restorasyonlarda yaşanan gelişmelerle birlikte retansiyonu sağlamak daha karmaşık bir hale gelmiştir. Daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip simanlara ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Bu sayede kısa kuron boyu gibi sınırlı retansiyon imkanı sunan preparasyonlarda da başarı sağlanabilecektir[1].

Pulpa histopatolojisi üzerine edinilen yeni bilgilerle birlikte çinko fosfat simanlarına alternatif olarak çinko polikarboksilat simanları, cam iyonomer simanlar, hibrit iyonomer simanlar ve rezin simanlar geliştirilmiştir. 1950'lerde akrilik rezinlerin geliştirilmesi polimetil metakrilatların gelişimine öncülük etmiştir. Bu materyallerin klinik olarak kullanımını sınırlayan mikrosızıntı ve toksisite gibi dezavantajları vardı. Polimerize olabilen Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomer simanlar son 20 yılda sabit protezlerin simantasyonunda kullanılabilir duruma gelmiştir[3,7].

İdeal siman materyali ağız ortamında bozulmaya dirençli olmalıdır. Adezyon yoluyla ve mekanik kilitlenmeyle istenilen bağlanmayı gerçekleştirmelidir. Gerilme, çekme kuvvetlerinin yarattığı streslere direnç göstermeli ve dayanıklı olmalıdır. Sertleşme zamanı manipülasyon için ideal sürede olmalıdır. Kabul edilebilir derecede biyouyumlu olmalı; aynı zamanda koruyucu, örtücü, izole edici, tamir edici ve sedatif özellikleri olmalıdır. Hem diş dokusuna hem restorasyon materyaline yapışma özelliği iyi olmalıdır. Düşük viskoziteye ve düşük yüzey gerilimine sahip olmalıdır. Ortaya konulan bu uluslararası standartlar için farklı fiziksel özellikte materyaller geliştirilmesine rağmen günümüzde bütün ihtiyaçları ideal olarak karşılayan bir siman henüz geliştirilmemiştir[3,7,12].

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[3].

2. Dental Simanların Tarihçesi

Tarihte ilk kullanılan dental siman silikat simanlarıdır ve 1871'de Fletcher tarafından kullanılmıştır[7].

1879'da üretilen çinko fosfat simanı ise bilinen en eski su bazlı siman olmasına rağmen 100 yılı aşkın klinik başarısıyla günümüzde hala popülerliğini kaybetmemiştir[2].

1890'dan beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan çinko oksit öjenol dental materyaller içinde en az iritan olanıdır. Çinko fosfata göre daha zayıf bir simandır, ancak açık dentin üzerinde sedatif etkisi bulunmaktadır[2].

1936'da Hermann tarafından kullanılan kalsiyum hidroksit simanı geçici simantasyonda kullanılmasının yanı sıra pek çok amaç için kullanılır[8].

1952 yılından beri inley, onley ve diğer restorasyonların simantasyonu için kullanılan metil metakrilat esaslı akrilik rezin simanların tozu reaksiyon başlatıcı benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeridir. Likiti ise amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Aynı zamanda mineral, doldurucu ve pigmentler de içerir. Sonrasında modifiye akrilik rezin simanların geliştirilmesi takip etmiştir. Bu simanlar özellikle metal altyapılı kuron köprülerin simantasyonu ve amalgamın dentin ve kompozite bağlanmasını sağlamak için geliştirilmişlerdir. Akrilik rezin simanların doldurucu özellikleri zayıf olduğu için bunları kompozit rezin simanların geliştirilmesi takip etmiştir. Kompozit rezin simanlar esas olarak Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezinler ve fırınlanmış silika veya cam doldurucudan hazırlanmış mikro doldurucu veya küçük tanecikli hibrit kompozittir[2,8].

1970'lerde kullanılmaya başlanan cam iyonomer simanlar polialkenoik asitle reaksiyona giren yüksek flor içerikli alümino-silika cam içerirler. 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[9].

3. Dental Simanların Sınıflandırılması

3.1. Fosfat Bağlı Simanlar

3.1.1. Çinko Fosfat Simanı

Çinko fosfat siman 1879 yılında üretilmiştir. Bilinen en eski su bazlı siman olmasına rağmen günümüzde hala popülerliğini kaybetmemiştir. İçeriği toz/likit şeklindedir. Sertleşme reaksiyonu asit/baz reaksiyonudur. Sertleşmiş siman, fosfat matris içindeki artık çinko oksit partiküllerinden oluşan kor yapısı şeklindedir. Toz içeriğinde ana bileşen ZnO'dur. Katkı olarak MgO kalsinasyon sıcaklığını düşürür, SiO₂ kalsinasyona yardımcı olur. Renk verici metal oksitler de CuO ve MnO₂'dir. Likit içeriği %60 ortofosforik asit ve %38.5 oranında sudan oluşur. Ortofosforik asit solüsyonuna katkı olarak Al ve Zn bileşikleri de eklenmektedir. Bu fosforik asitin nötralizasyonunu sağlar ve likitin reaktivitesini yumuşatır. Bu maddeler tamponlama ajanı olarak tanımlanır[1].

3.1.2. Modifiye Çinko Fosfat Simanlar

Silikofosfat siman, florid siman ve bakır-gümüş içerikli simanlardan oluşur. Tozları asitte çözünen alüminyum silikat camı, metal oksit ve florid içerir. Likiti metal fosfat ve fosforik asittir.

Siliko fosfat simanlar başta metal destekli sabit protetik restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bantları sabitlemede ve geçici posterior dolgu maddesi olarak da kullanılır. Silikat camı içerdiklerinden translüsensileri yüksektir. Çinko fosfat simana göre daha dayanıklı ve dirençlidir.

Florid salınımı yapar, düşük çözünürlüklüdür ve daha iyi bağlanma özelliğine sahiptir. Asit oranı çinko fosfat simanından daha fazla olduğu için pulpa hassasiyeti gözlenebilir. Florid simanlarda kalay ve florür bulunmaktadır. Florür içerdikleri için çözünürlükleri daha düşüktür fakat anti karyojenik etkileri vardır. Bakır ve gümüş içerikli simanların pH değerleri oldukça düşüktür ve pulpada çinko oksit simana göre daha çok irritasyona sebep olurlar. Çözünürlük ve dayanıklılık açısından çinko fosfat simana oranla dezavantajlıdır ve antikaryojenik özellikleri minimaldir[2].

3.2. Fenolat Esaslı Simanlar

3.2.1. 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 biyoyumluluk 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].

3.2.2. Rezin Modifiye Çinko Oksit Öjenol Siman

Tozu, çinko fosfat simana %20 polimetil metakrilat 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. Rezin 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[10].

3.2.3. Etoksibenzoik Asit Simanlar (EBA)

Çinko oksit, alüminyum oksit ve hidrojene edilmiş rezin 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.

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[2].

3.2.4. 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. Çalışma zamanı 30 saniye ile 1 dakika arasındadır. Ağız içerisinde ise 1-2 dakika içerisinde sertleşir. 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 rezin kompozitler, bu materyallere alternatif oluşturmaktadır[3].

3.3. Polikarboksilat Esaslı Simanlar

3.3.1. 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. Bu tür simanlar, dişe 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].

3.4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları

3.4.1. 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. 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. 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. 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[2,4].

3.4.2. 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[5].

3.5. Metil Metakrilat Esaslı Olanlar (Rezin Bağlı Simanlar)

3.5.1. Akrilik Rezin Siman

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 nemden dolayı 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. Tozu, tepkimeyi başlatıcı olarak benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeri ya da kopolimeridir. Likidi, tepkimeyi hızlandırıcı olarak amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir[6].

3.5.2. Adeziv Rezin Simanlar

Bu materyaller, özellikle soy metal alaşımdan yapılan sabit protezlerde ve amalgamın, dentin ve kompozite bağlanmasını sağlamak amacıyla kullanılır. Makaslama direnci düşüktür. Basınç altında yüksek deformasyon gösterir. Bu simanların uzun dönem takibini içeren çalışmalar oldukça sınırlıdır. Adeziv rezin simanların yapısına adezyonu artırmak amacıyla, 4-META eklenir. Buna ek olarak, dentinle kimyasal bağ artırmak amacıyla tribütil boron eklenir[3].

3.5.3. Dimetakrilat Rezin Simanlar

İçerisinde Bis-GMA ve diğer metakrilatları içeren simanlardır. Farklı renk tonlarına, opaklığa sahip olabilirler ve kimyasal yapıları sayesinde pek çok dental ürünle bağ kurabilirler. Dimetakrilat rezin simanlar, genellikle seramik restorasyonların adeziv simantasyonlarında kullanılan simanlardır. Organik matriks içerisindeki inorganik dolduruculardan oluşmaları rezin simanları restoratif kompozitlere benzer kılmaktadır. Bu simanlar genellikle porselen kuronların, köprülerin, inleylerin ve indirekt rezin restorasyonların yapıştırılması için kullanılır. [1,2].

4. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

4.1. Adeziv Sistemlerin Tarihçesi

1950'lerde geliştirilen rezin simanlar hem diş yüzeyine hem de restorasyon yüzeyine adeziv özellik kazandırır. Bu simanların basınca dayanıklılık, eğilme ve çekmeye direnç gibi fiziksel özellikleri geleneksel simanlara göre çok daha iyidir[11].

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[13].

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[14].

4.2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

4.2.1. Etch&Rinse Simanlar

Etch&Rinse simanlar asit, primer ve bonding olarak 3 aşamalı sistemlerdir. Primer ve bonding ajanlarının birlikte uygulanmasıyla iki aşamalı da olabilir. Asitleri genellikle %30-40 oranında fosforik asitten oluşur. Mineye 30 sn, dentine 15 sn süreyle uygulanır. Mikromekanik olarak mineyle olan adezyonu gerçekleştirir. Smear tabakasını ve dentin tübüllerinin smear tıkaçlarını kaldırır ve intertübüler dentini hidrate kollajen demetler bırakarak 5-10 µm derinliğinde demineralize eder, dentindeki tip 1 kolajeni açığa çıkarır. Asitlenmiş dentin dokusunda ortaya çıkan demineralize tabaka üzerindeki yapılarla monomerlerin bağ kurmasıyla adezyon gerçekleşir. Asit suyla yıkanarak uzaklaştırılır ve diş yüzeyi, adezivin çözücü içeriğine göre dikkatli bir şekilde kurutulur veya nemli bırakılır. Dentin demineralizasyonu sonrasında primer uygulanır. Dentinle bağ kurmak için hidrofilik özellik gösteren primer, simanla bağ kurmak için hidrofobik özellik gösterir. Bu aşamayı takiben adeziv bonding rezin uygulanır. Rezin primer uygulanmış dentin tübüllerine girer ve hibrit tabakayı oluşturur. Hibrit tabaka dentine bağlanmadaki esas faktördür[15,16,17].

Üç aşamalı etch&rinse simanlar, hem in-vivo hem de in-vitro olarak mükemmel bağlanma kuvveti göstermişlerdir. Başarılarının, çeşitli arayüz analizlerinde gösterildiği gibi, mine ile olan optimal bağlantı ve dentin hibridizasyonu ile sağlandığı belirtilmektedir. Ancak çoklu aşamaya sahip olmaları ve teknik hassasiyet göstermeleri nedeniyle, bağlantı kuvvetinin azalmaması için her aşamanın üretici firmanın belirttiği sürelerde uygulanması ve tükürük kontaminasyonunun engellenmesi gerekmektedir. Dentin dokusunun ne kadar kuru veya ıslak bırakılmasına bağlı olarak post-operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir. Işıklı sertleşen veya dual-polimerize tipte olabilirler[18].

Variolink II (Ivoclar), Choise 2 (BISCO), Rely X ARC (3M ESPE), RelyX Veneer (3M Espe), NX3 Nexus (Kerr) ve Calibra (Dentsply) etch&rinse sistemine örnek rezin simanlardır(Tablo 1).

4.2.2. Self-Etch Rezin Simanlar

Bir self-etch primer sistem ve bonding ajanı şeklinde iki aşamalı ya da hepsinin bir arada bulunduğu tek aşama şeklinde olabilir. Asidik rezin primer, mine ve dentini asitleme ve priming işlemini gerçekleştirir. pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkanarak uzaklaştırılmazlar ve intertübüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar. Bond veya adeziv rezin, hibrit tabakası ve rezin bazlı yapıştırıcı siman arasında bir köprü görevi görür. Kendinden asitli primerlerle uyumlu rezin simanların kullanımıyla, teknik hassasiyetin en aza indirilmesi amaçlanmıştır. Self-etch rezin simanlar, uygulama aşamalarının az olması nedeniyle diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilse de, mine yüzeyine etch&rinse simanlara göre daha zayıf bağlanma gösterdikleri belirtilmiştir. Ayrıca, asidik primerin yapıştırıcı simandaki amin katalizörünü inhibe edebileceğinden dolayı, kimyasal veya ışıkla polimerize olan simanlarla birlikte kullanılırken dikkat edilmesi gerektiği bildirilmektedir. Ayrıca kullanılan asidik materyallerin, önemli miktarda su içerirdikleri ve tamamlanmayan tabakalar oluşturarak, adeziv boyunca sıvı geçişine izin verdikleri, bu durumun da rezin polimerizasyonunu inhibe edebildiği belirtilmiştir. Bu nedenle, tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin rezin bazlı yapıştırıcı simanlarla birlikte kullanılmaları tavsiye edilmemektedir. Etch&rinse sistemlere göre post-operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir[18,19].

Simantasyon aşamasında üretici talimatlarına uyulmalı, kullanılmadan önce çalkalanmalı ve üreticinin önerdiği primer ve rezin siman kombinasyonu kullanılmalıdır. Yapılan çalışmalarda, bazı dual polimerize rezin simanlar ve basitleştirilmiş adeziv sistemler arasında uyumsuzlukların olduğu

bulunmuştur[20].

Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 (Kuraray), Clearfil Ex (Kuraray), RelyX Ultimate (3M) kendinden asitli rezin siman örnekleridir(Tablo 1).

4.2.3. 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. Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için geliştirilen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarında asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv gibi uygulamaların zorunluluğu teknik hassasiyet, zaman alıcılık ve maliyet gibi dezavantajları beraberinde getirmiştir. Bu sebeple kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının üstün mekanik özelliklerinin, estetik kalitelerinin; geleneksel simanların uygulanım kolaylığı ile birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanların geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu sınıf materyaller ilk defa 2002’de ortaya çıkmıştır ve günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır[21].

Tek aşamalıdır ve uygulanması çabuk ve kolaydır. Self adeziv rezin simanların kompozisyonunda bulunan fosforlanmış dimetakrilat monomerleri mine ve dentini demineralize etmekte ve aynı zamanda dişe infiltre olmaktadır. Fosforik asit grupları ayrıca diş apatitleri ile reaksiyona girerler. Bu nötralizasyon sürecinde açığa çıkan suyun yapıştırma simanının başlangıç hidrofilitesine katkıda bulunarak nem toleransını da artırdığı iddia edilmektedir. Başlangıçta asidik olan sistemin uzun dönem stabilizasyonunun devamlılığı için pH nötral seviyeye getirilmelidir. Nötralizasyon cam iyonomer teknolojisi benimsenerek floro alumino silikat cam ile sağlanır. Asidik fonksiyonellerin bazik doldurucu moleküller ile reaksiyonu arzu edilen pH yükselmesine ve florür iyonu salınımına yol açar. Bazı self adeziv rezin simanların kompozisyonlarında bulunan kalsiyum hidroksit ise polimerizasyon süresince asidik monomerleri nötralize eder. Böylece uzun dönem stabilizasyon sağlanmış olur. Self adeziv rezin simanlarda sertleşme reaksiyonu çoğunlukla dual cure’dur. Baz ve katalizör karıştırılır. Polimerizasyon ışık ile başlatılır. Işıkla polimerizasyondan sonra kimyasal reaksiyon devam eder. Dual-cure kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, ışığın ulaşamadığı kalın restorasyonlarda etkili bir polimerizasyon sağlar. Metakrilat monomerlerinin geniş çapraz bağları yoğun bir hidrofobik ağ yaratır. Diğer sistemlere nazaran dentinde smear tabakasını kaldırmaz ve post operatif hassasiyet ihtimali azalır[21,22].

Self adeziv rezin simanların kullanımı tüm indirekt restorasyonlarda endikedir. Özellikle fiber postlar ve dentine bağlanan restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. Maryland ve laminate veneer restorasyonlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir.

RelyX Unicem/2 (3M), Clearfil SA (Kuraray), G-CEM (GC), SmartCem 2 (Dentsply), BisCem (Bisco), Bifix SE (Voco), ICem (Heraeus), Monocem (Shofu), Multilink Sprint (Ivoclar), Speed Cem (Ivoclar), Maxcem Elite (Kerr) kendinden adezivli rezin siman örnekleridir(Tablo 1).

Tablo 1: Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması[23].

REZİN SİMAN	ADEZİV ŞEMA	ÖZELLİKLERİ	ÖRNEK
Asitlenen ve yıkanan	3 aşamalı: diş yüzeyine asit, primer ve bonding 2 aşamalı: diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı	Mükemmel bağlantı dayanımı Azalmış mikrosızıntı Çoklu aşama Teknik hassasiyet Post-op hassasiyet	Variolink II (Ivoclar)
			Choice 2 (BISCO)
			RelyX ARC (3M ESPE)
			RelyX Veneer (3M)
			NX3 Nexus (Kerr)
			Calibra (Dentsply)
Kendinden asitli	2 aşamalı: asidik primer ve bonding uygulama 1 aşama: asit-primer-bonding karışımı	Kullanım kolaylığı İyi bağlantı dayanımı Azalmış post-op hassasiyet	Panavia 21 (Kuraray)
			Panavia F2.0 (Kuraray)
			Clearfil Ex (Kuraray)
			RelyX Ultimate (3M)
			Multilink (Ivoclar)
Kendinden adezivli	Diş yüzeyine bonding sistem uygulanmaz	Bağlantıyı arttırmak için mineye selektif pürüzlendirme önerilebilir. Azalmış post-op hassasiyet	RelyX Unicem/2 (3M)
			Clearfil SA (Kuraray)
			G-CEM (GC)
			SmartCem 2 (Dentsply)
			BisCem (Bisco)
			Bifix SE (Voco)
			iCem (Heraeus)
			Monocem (Shofu)
			Multilink Sprint (Ivoclar)
			Speed Cem (Ivoclar)
Maxcem Elite (Kerr)			

5. Polimerizasyon Şekline Göre Rezin Simanlar

5.1. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu grupta yer alan rezin yapıştırma simanları tek pat sisteminden oluşurlar. Pat içeriğinde genellikle düşük viskoziteli Bis-GMA bulunmaktadır. Bu monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Işığa duyarlı kamforokinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar[16].

Işıkla polimerize olan simanlar, çalışma süresinin kontrol edilebilmesi ve renk stabilitesinin daha iyi olması çok farklı renk seçeneklerinin bulunması ve ara renklerin kullanılabilmesi gibi avantajlara sahiptirler. Bu simanların önemli bir dezavantajı, uygulanan ışık kaynağının özelliklerine göre değişen derecelerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesidir. Yeterli minimum ışık enerjisi kullanıldığında bile polimerizasyon büzülmesi kimyasal olarak sertleşen rezin simanlara göre daha hızlıdır. Bu nedenden dolayı uygulama alanları, ışığın etkin olarak ulaşabileceği ince seramik veneer restorasyonların başlanması ile sınırlıdır[20].

Işıkla polimerize olan rezin simanların çalışma zamanlarının uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajları vardır[22]. Ancak bu simanların kullanımı ışık

kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince (en fazla 1.5 mm kalınlığındaki) cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır[24,25].

RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus (Kerr), Choice 2 Veneer Cement (BISCO) ışıkla polimerize olan rezin siman örnekleridir(Tablo 2).

5.2. Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal polimerize olan yapıştırma simanları, çoğunlukla elle veya alet yardımıyla karıştırılan, baz ve katalizör iki pat sisteminden oluşurlar. Her iki patta da doldurucular ve monomerler bulunurken baz pat aromatik tersiyer aminleri, katalizör pat ise benzoil peroksit içerir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda polimerizasyon, aşamalı ve yavaş olarak gerçekleşir dolayısıyla büzülme stresleri çok düşük olur. Karıştırmaya başlandığı andan itibaren reaksiyon gerçekleştiğinden dolayı çalışma süresi kısadır. Renk seçeneklerinin sınırlı olması translüsent restorasyonlarda kullanılmasını güçleştirir. Bu simanların dezavantajları çalışma süresinin kısalığı, sertleşme süresinin nispeten uzun ve hekimin kontrolü dışında olması ve yapısındaki tersiyer aminlere bağlı olarak zamanla renk değişimine uğraması gibi faktörlerdir. Kimyasal yolla polimerize olan simanlar implant üstü uygulamalarda, metal destekli kron ve köprüler ile postlarda yapıştırma materyali olarak tercih edilirler[18].

Bu simanların kullanım alanları; tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak (Zirkonyum oksit içeren) olan tam seramik ve kompozit restorasyonlardır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, fazla renk seçeneği ve translusenslik sunmazlar[26].

Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 (Kuraray), C&B (BISCO) kimyasal polimerize olan rezin simanlara örnektir(Tablo 2).

5.3. Dual Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu grupta yer alan simanlar, günümüzde en yaygın olarak kullanılan iki pat şeklinde kullanılan rezin esaslı yapıştırma materyalleridir. Kendi kendine polimerize olan kompozitlerin amin/peroksit bileşenleri ile birlikte ışık ile polimerize olan rezinlerdeki ışığa duyarlı aktivatörleri (kamforokinon) içerirler. Genellikle baz pat hem alifatik aminleri hem de tersiyer aminleri içerir. Katalizör patta ise benzoil peroksit bulunur. Tek başına ışığın yetişemediği alanlarda kimyasal polimerizasyon tüm simanın sertleşmesine olanak verir. Bu tip simanlarda sertleşme, ışık etkisi ile başlayıp kimyasal polimerizasyon ile devam eder. Kimyasal sertleşme hızı düşük olduğu için rahat çalışma olanağı ve kontrollü bir polimerizasyon sağlar[18].

Işık gücünün rezine tamamen ulaşmasının mümkün olamayacağı kalın restorasyonların simantasyonunda veya restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın geçmesine izin vermeyeceği durumlarda kullanılır. Işık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Üç farklı rezin simanın bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, dual polimerize olan rezin simanın mine ile olan bağlantısının, ışık ile polimerize olanlara göre daha iyi olduğu belirtilmiştir[27,28].

Dual polimerize rezinlerde, ışıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok hızlı gerçekleşir. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla polimerize edilirse, simanın viskozitesi hızla yükselir ve kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit-amin sistemi yoğunluk arttığından birbirini bulamaz ve devre dışı kalır. Bu durum da polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesine engel olur. Yetersiz polimerizasyonun da rezin simanların sertliğini azaltarak, restorasyonun başarısızlığı gibi klinik problemlere neden olacağı belirtilmiştir. Bu nedenle klinik

olarak mümkün en son evrede ışık kaynağının kullanılması gerektiği önerilir[18,28,29,30,31].

NX3 Nexus (Kerr), RelyX ARC (3M ESPE), Panavia F2.0 (Kuraray), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem (Kerr) dual polimerize rezin simanlara örnektir(Tablo 2).

Tablo 2: Rezin Simanların Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması[23].

REZİN SİMAN	ÖZELLİKLERİ	ENDİKASYONLARI	ÖRNEK
Işıklı polimerize	Uzun çalışma zamanı Renk stabilitesi Estetik olmaları	Kalınlığı en fazla 1.5 mm, ışık geçirgenliği olan restorasyonlar	RelyX Veneer Cement (3M ESPE) Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) NX3 Nexus (Kerr) Choice 2 Veneer Cement (BISCO, Inc.)
Kimyasal polimerize	Işık kaynağının ulaşamayacağı restorasyonlarda kullanım	Kalınlığı 1.5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlar Metal destekli restorasyonlar Endodontik Post	Panavia 21 (Kuraray) Panavia F2.0 opak renk (Kuraray) C&B (BISCO)
Dual-polimerize	Işık kaynağı ile yeterli polimerizasyonun sağlanamayacağı restorasyonlarda Yüksek bağlantı dayanımı Estetik olmaları	Tam seramik restorasyonlar Kompozit restorasyonlar	NX3 Nexus (Kerr) RelyX ARC (3M ESPE) Panavia F2.0 (Kuraray) Variolink II (Ivoclar) RelyX Unicem (3M ESPE) MaxCem (Kerr)

6. Dental Seramikler

6.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

6.1.1. Fırınlama Isılarına Göre

Dental seramikler pişirme ısılarına göre; yüksek ısı seramiği 1300 °C'den yüksek, orta ısı seramiği 1100-1300 °C arasında, düşük ısı seramiği 850-1100 °C arasında, ultra düşük ısı seramiği 850°C'den düşük şeklinde sınıflandırılırlar.

Her dört gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynıdır. Ancak erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine kıyasla daha düşük miktarda kaolin, buna karşılık daha yüksek miktarda eritici içermektedir[32].

6.1.2. İçeriklerine Göre

6.1.2.1. Metal Destekli

Dental seramikler üstün estetik özelliklerine karşın gerilme kuvvetlerine karşı kırılganlardır[33]. Metal alt yapının direnci, döküm yapının netliği ve tam seramik restorasyonlara göre daha az maliyetli olmalarından dolayı metal destekli porselen kuron ve köprüler sabit protetik tedavide en sık kullanılan restorasyonlardır[34].

6.1.2.2. Tam Seramikler

Tam seramikler 2015 yılı mart ayında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA)'nın toplantısında “seramikler ve seramik benzeri materyaller” şeklinde adlandırılmışlardır. Gracis ve diğerleri ise yapmış oldukları çalışmada seramikleri yapılarına göre 3 ana gruba ayırarak güncel ve kapsamlı yeni bir sınıflandırma bildirmişlerdir. Bu sınıflama Tablo-3'te belirtildiği şekilde yapılmıştır[35].

Tablo 3: Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırması[35].

1. Cam matriks seramikler	• Feldspatik seramikler	
	• Sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler	A. Lösit esaslı seramikler
		B. Lityum disilikat ve türevleri
		C. Florapatit seramikler
	• Cam infiltre seramikler	A. In-Ceram Alümina
		B. In-Ceram Spinell
C. In-Ceram Zirconia		
2. Polikristalin seramikler	• Alümina	
	• Zirkonya	
3. Rezin matriks seramikler		

6.1.2.2.1. Cam Matriks Seramikler

6.1.2.2.1.1. Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$) Seramikler

Vitablocs Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) feldspatik bir seramik olan; yapısı, aşınma özellikleri ve dayanıklılığı açısından metal-seramik restorasyonlarda kullanılan bir seramiktir. Bükülme direnci 93 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 0,9-1,2 MPa m^{1/2}'dir. Vitablocs Mark II VITA (Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); 1991 yılında Cerec I sisteminde kullanılan ve freze edilebilen bir seramiktir. Vitablocs Mark I'e göre dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu daha küçültülmüştür. Vitablocs Mark II'nin monokromatik olmasından dolayı renk seçeneği daha fazla olan ve estetik açıdan daha avantajlı Vita Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) geliştirilmiştir[36].

6.1.2.2.1.2. Sentetik Kristalin Doldurucu İçeren Seramikler

Kompozisyonunda temel olarak SiO_2 , K_2O , Na_2O , Al_2O_3 bulunan sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler, doğal kaynaklardan üretilen materyallerin termal genleşme uyumunu düzenlemek için kullanılmaktadırlar[35].

6.1.2.2.1.2.1. L6s6t Esash Seramikler

L6s6t kristalleri dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucudur ve potasyum al6mina silikat yapıdaki kristalin mineral partik6lleridir. Bu doldurucu, metal seramik restorasyonlarda metal alt yapı 6zerinde fırınlanmaya uygun seramik geliştirmek amacıyla yapıya ilave edilmiştir[37].

L6s6tin tam seramikler i6in kullanımı, 1983 yılında Z6rih 6niversitesi'nde geliştirilip 1990 yılında piyasaya sunulan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sistemi ile ger6ekleşmiştir. IPS Empress; ısı ve basın6 altında şekillendirilebilen y6ksek l6s6t i6erikli feldspatik bir seramiktir. Y6ksek estetik 6zelliklere sahip restorasyonlar elde edebilmek i6in olduk6a translusenttir[38]. Bu nedenle renklenmiş dişlerde, metal alt yapılarda ve metal implant dayanaklarda kullanımı 6nerilmez. B6k6lme direnci ortalama 84-134 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 1,5-1,7 MPa m^{1/2} 'dır. Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı bir adeziv simantasyona bağlıdır. IPS Empress d6ř6k b6k6lme direnci g6sterdiği i6in endikasyonları anterior b6lge tek kuron, lamina, inley ve onley ile sınırlıdır[38,39].

6.1.2.2.1.2.2. Lityum Disilikat ile G66lendirilmiş Cam Seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) IPS Empress I sisteminin feldspatik cam yapısına, hacimce %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle 1998 yılında geliştirilmiştir[40]. Bu alt yapı sistemi kayıp mum tekniği ve ısıyla presleme ya da fabrikasyon blokların freze tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır. B6k6lme direnci ortalama 300-400 MPa'dır ve kırılma dayanımı ise ortalama 2,8-3,5 MPa m^{1/2}'dir. Sistem en son distal destek diş ikinci premolar olmak koşuluyla 66 6yeli sabit protezlerin yapılmasına olanak tanımaktadır. IPS Empress ve IPS Empress II sistemleri arasındaki fark materyalin mikro yapılarında g6r6len 6ok y6nl6 olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan 6ok k666k kristallerden oluşmaktadır[41]. Bu farklılık, IPS Empress II'nin b6k6lme direncini IPS Empress I'e g6re arttırmıştır ve y6ksek transl6sentlik 6zelliği kazandırmıştır. Ayrıca IPS Empress II'de cam oranı daha az olduğu i6in kırılmaya karşı olan diren6 fazla, mikro 6atlak oluşum riski azdır[33].

IPS e-max Press, IPS Empress II gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir bir seramiktir, lityum disilikat kristalleri camsı matriks i6erisinde 3-6 6m uzunluğunda ve %70 oranında bulunur. IPS Empress II'den farklı bir pişirme y6ntemi uygulanmaktadır; bu y6ntemle daha translusent ve daha iyi fiziksel 6zelliklere sahip restorasyonlar 6retilenmektedir[36,42].

6.1.2.2.1.2.3. Florapatit seramikler

Lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların veneerlenmesinde kullanılmaktadır. Doğal diş dokusuna yakın optik 6zellikleri ve y6ksek transl6sensi 6zelliği bulunmaktadır[43].

6.1.2.2.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

6.1.2.2.1.3.1. In-Ceram Al6mina

In-Ceram Al6mina sinterlenmiş ve cam infiltre edilmiş hacimce %70 oranında al6mina i6ermektedir. Alt yapı CAD-CAM ya da slip-cast tekniği tekniği ile 6retilenmektedir. Slip cast tekniğinde, su i6inde dağılmış ince grenli alumina partik6lleri (1- 5 6m) al6ı day 6zerine s6r6l6r. P6r6z day, likiti absorbe eder ve alumina partik6lleri daya doğru yoğunlaşır. Yoğun bir şekilde sıkıştırılmış al6mina partik6lleri 1120 6C'de 10 saat s6re ile sinterlenir. Lanthanyum cam sinterlenmiş bu yapı 6zerine infiltre edilir. Platin folyo 6zerine yerleştirilen alt yapılar 1100 6C'de 4-6 saat fırınlanır. Cam infiltrasyon işlemi ile kırılған ve por6z yapıda olan kor materyali daha dayanıklı hale gelmektedir. Alt yapılar slip-cast tekniği dışında yarı sinterize blokların (Vita In-Ceram al6mina blokları, Bad S6ckinggen, Almanya) 6retilmesi sayesinde CAD-CAM y6ntemi ile işlenmesine de

olanak sağlamıştır. Bükülme direnci ortalama 236-600 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 3,1- 4,61 MPa m^{1/2}' dir. In-Ceram Alümina tek üye kuronlarla birlikte, anterior 3 üye köprülerde kullanılabilir. Opak bir yapıya sahip olması nedeniyle yeteri kadar estetik değildir[39,44,45,46].

6.1.2.2.1.3.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Alümina'nın opak alt yapısına alternatif olarak translüsensinin artırılması amacıyla 1994 yılında piyasaya tanıtılmıştır. Cam infiltre bir seramiktir, magnezyum spinel ilavesi ile alümina esaslı materyalin translüsentliğini arttırmakta fakat seramiğin bükülme direncinde azalmaya neden olmaktadır[33].

Üretim tekniği In-Ceram Alümina ile aynıdır. Bükülme direnci 283-377 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 2,7 MPa m^{1/2} olarak bildirilmiştir. Diğer cam infiltre seramiklere göre mekanik dayanıklılığı düşük olmasına rağmen daha translüsent yapıda olduğu için endikasyonu anterior kuronlarda altyapı materyali olarak sınırlandırılmıştır[38,47].

6.1.2.2.1.3.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina sistemini modifiye edip seramiğin mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla yapıya %35 oranında yarı stabilize zirkonya oksit ilavesi yapılarak üretilmiş şeklidir[48]. Bükülme direnci ortalama 421-800 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 6-8 MPa m^{1/2}'dir. In-Ceram Zirconia hem slip-cast tekniği ile hem de prefabrike yarı sinterlenmiş bloklardan CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Kor yapısının yüksek opasitesi nedeniyle posterior bölgede kron ve sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanılmaktadır. Sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanıldığında konnektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm olmalıdır[36,38].

6.1.2.2.2. Polikristalin Seramikler

Cam içeriğinin tamamen kaldırılıp kristal yapının düzenli bir şekilde dizilmesiyle oluşan polikristalin yapılarda çatlak ilerlemesi zorlaşarak daha sert ve dayanıklı seramik geliştirilmiştir. Kristal yapının artması estetik açıdan problemlerin artmasına neden olmaktadır. Altyapı materyali olarak alüminyum oksit (Al₂O₃) ve zirkonyum oksit (ZrO₂) kristalize edilerek kullanılmaktadır[40].

6.1.2.2.2.1. Alümina

Bu tip materyaller yüksek saflıkta Al₂O₃ kristalleri içermektedir (yaklaşık 99,5%). Yüksek sertliğe sahip olan alümina polikristalin seramikleri (17-20 GPa) göreceli olarak yüksek dayanıklılığa sahiptir. Alümina polikristalin seramiklerinin elastik modülüsü 300 GPa'dır ve tam seramikler içerisinde en yüksek elastik modülüsü değeri bu materyaldedir. Alt yapı kırıkları sıklıkla karşılaşıldığı için ve teknolojiyle beraber gelişmiş mekanik özellikler gösteren zirkonya gibi materyallerin bulunmasıyla beraber alüminanın kullanımı gün geçtikçe azalmıştır[35].

6.1.2.2.2.2. Zirkonya

Zirkonya (ZrO₂) ilk kez 1789'da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur ve birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak elde edilmiştir. Zirkonya uzun bir süre eser oksitlerle beraber seramiğin yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır[49].

Zirkonyum (Zr) periyodik çizelgede metaller grubu içerisinde yer alan, atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22, yoğunluğu 6,49 g/cm³ olan bir elementtir. Gri beyaz renkli ve heksagonal kristal formunda bir metaldir. Doğada saf halde bulunmayan zirkonyumun bilinen metal oksiti

zirkonyum dioksittir (ZrO_2). Zirkonyum dioksit baddeleyit ve zirkonya olarak da isimlendirilmektedir. Zirkonyumun silikat oksit ile yaptığı bileşiğe zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ismi verilir ve diğer adı zirkondur[49,50].

Zirkonya; farklı sıcaklıklarda kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170 °C üzerinde tetragonal faza, 2370 °C'den yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile birlikte hacimsel olarak %5'lik azalma meydana gelmektedir[49,51]. Soğutulması sırasında tetragonal faz-monoklinik faz değişimi ile birlikte hacimsel olarak %4'lük artma meydana gelir. Isıtılması ve soğutulması esnasında görülen hacimdeki bu değişimler saf zirkonya içinde çatlaklara neden olur[49].

Saf zirkonyanın içerisine magnezyum, seryum, itriyum ve kalsiyum gibi stabilize edici oksitlerin (MgO_2 , CeO_2 , Y_2O_3 ve CaO) eklenmesiyle oda sıcaklığında yarı stabil tetragonal fazda tutulması sağlanır. Böylece zirkonyanın mekanik özellikleri iyileştirilirken ısı işlemler karşısında kontrolsüz faz değişimlerine uğraması engellenmektedir. Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle "yarı stabilize zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilir[52].

Yarı stabilize zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içermektedir. Gerilim stresleri ve aşındırma işlemleri gibi dış streslerin neden olduğu bir çatlak, tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Bu faz dönüşümüyle meydana gelen %3-5'lik hacim artışı çatlak uçlarında baskı streslerinin oluşmasını tetikler ve bu stresler çatlak sınırlayıcı olarak dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece materyalin içindeki başlangıç aşamasındaki mikro çatlakların ilerlemesi durdurulur. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde olmayan bu özelliği "transformasyon sertliği" olarak adlandırılır ve bu mekanizmanın sayesinde zirkonya esaslı seramiğin dayanıklılığı ve sertliği artar[49,51].

İtriyum-tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda zirkonya ve stabilize edici oksit olarak itriyum oksit içermektedir. İtriyum oksit (Y_2O_3) saf zirkonya ağırlığının %2-3'ü oranında bulunmaktadır. Kanal postu, posterior kuron ve köprüler için alt yapı materyali, implant dayanağı ve dental implant materyali olarak kullanılmaktadır. Y-TZP seramik restorasyonlar tek kuronlarda ve üç-dört üniteli köprülerde endikedir. Derin kapanış vakaları, yetersiz oklüzal mesafe ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu restorasyonlar kontrendikedir[53-56].

Y-TZP seramik restorasyonlar yüksek dayanıklılık, direnç ve sertliğe sahiptirler. Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olması, ısı iletkenliği düşük, sitotoksik olmaması ve biyouyumlu olması avantajlarıdır. Opak görünüme sahip olması ve yüzey işlemlerinden materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenmesi ise dezavantajlarıdır[51,52,57,58].

CAD-CAM teknolojisini sayesinde zirkonyanın işlenmesi kolaylaşmış ve diş hekimliğinde daha çok alanlarda kullanımı sağlanmıştır. Zirkonyanın iki tür işlenme şekli vardır. Bunlar yumuşak ve sert makineleme olarak isimlendirilir. Yumuşak makineleme işleminde hazır yarı sinterize zirkonya bloklardan istenen boyuttan %25 daha büyük hacimde işlenir. İstenen boyuta ulaşabilmesi için alt yapı sinterlenir. Üretilen zirkonya bloklarının sinterleme koşulunun farklı olmasına bağlı olarak sinterleme sıcaklığı 1350-1550 °C'ye ulaşmakta, süresi ise 2-5 saat arasında değişmektedir. Sinterleme sonrası rezidüel stresleri en aza indirmek için, restorasyon fırında 200 °C'nin altındaki bir sıcaklığa kadar soğutulmaktadır. Sert makinelemede ise daha sert, güçlü ve homojen olan tam sinterize bloklar kullanılarak alt yapı elde edilir. Ancak tam sinterize blokların sertliği, özel olarak

tasarlanmış kuvvetli ve rijit kesme aletlerine sahip ve daha uzun bir aşındırma periyoduna ihtiyaç duyulması nedeniyle genellikle yumuşak makineleme tercih edilir[52,59].

Zirkonyanın sahip olduğu sertlik, dayanıklılık, biyolojik uyumluluk, korozyona ve ani ısı değişimlerine karşı dirençli olması ve yüksek aşınma direnci gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde güvenle ve kullanım alanları artarak tercih edilmesini sağlamıştır. Ancak zirkonyanın opak özelliğe sahip oluşu estetik faktörleri olumsuz etkilemekte ve bu nedenle bir veneer seramiğine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu şekilde estetik bir görüntü elde edilse de cam seramikler, karşıt dişlerin mine yüzeyini kompozit ve zirkonyaya göre daha fazla aşındırır[60-63].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en çok görülen başarısızlık klinikte “chipping kırıkları” olarak adlandırılan veneer seramiği kırıklarıdır[64]. Veneer seramiği ile zirkonya alt yapının termal genleşme katsayısı arasındaki fark, seramikte görülen pörozite, alt yapının dizaynı ve fırınlama esnasında görülen seramikte büzülme, veneer seramiğinin kalınlık miktarı chipping kırıklarının nedenleri arasında gösterilmektedir[65-69].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda uzun dönemde görülebilen bu klinik başarısızlıklar tek tabakalı (monolitik) zirkonya restorasyonların kullanım gerekliliğini gündeme getirmiştir. CAD-CAM işleme tekniklerindeki teknolojik gelişmeler anatomik formda kuron yapımına olanak sağlanmasına ve monolitik zirkonya restorasyonların üretilmesine yol açmıştır[70]. Posterior kuron ve köprülerde, tüm ağzın restore edildiği, kuron boyunun kısa ve oklüzal mesafenin azalmış olduğu durumlarda monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılabilir[71,72].

Monolitik zirkonya restorasyonların, zirkonya alt yapılı seramik ile veneerlenmiş restorasyonlara göre bazı avantajları vardır. Seramik ile veneerlenmesine ihtiyaç duyulmadığı için chipping kırıkları elimine edilmiştir[70,73]. Monolitik zirkonya restorasyonlar, karşıt arktaki dişler üzerinde veneer seramiği kadar aşınmaya neden olmamaktadır[62,74,75]. Seramik ile veneerleme yapılmadığı için laboratuvar aşamaları daha kolay, hızlı ve ekonomiktir[71,75].

Zirkonya alt yapılı restorasyonlar özellikle anterior bölgede uygulandığında zirkonyanın ışığı yansıtması ve iletmesi doğal dişe benzemediği için estetik bir restorasyon elde edilmesi zordur. Doğal dişe yakın optik özellikler elde edebilmek için opak zirkonyanın maskelenmesi ve veneer seramiğine yer açılması amacıyla dişin bukkal yüzünde fazla kesim yapılması gerekmektedir. Bu durum itriyumla stabilize translusent monolitik zirkonya materyallerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Bu restorasyonlar veneerlenmeden kullanılabilirdiği gibi yalnızca bukkal ya da labial yüzlere veneer seramiği uygulanmasıyla da başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir[76].

Monolitik zirkonya materyallerinin renk uyumu renkli blokların kullanılarak ya da sinterleme öncesi veya sonrası boyama işlemleriyle sağlanır[77,78].

Monolitik zirkonya materyallerine örnek olarak; Bruxzir (Glidewell, Frankfurt, Almanya), Prettau (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya), Lava All Zirconia (3M ESPE, Almanya), ZENOSTar (Wieland Dental Technik, Pforzheim, Almanya) ve InCoris TZI (Sirona, Bernsheim, Almanya) gibi ürünler verilebilir.

7. Tam Seramik Sistemlerin Adeziv Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için önemli olan faktörlerden biri bağlantı dayanımıdır. Güçlü bir bağlanma dayanımı için gerekli faktörlerden biri de adezyondur. Güçlü ve dayanıklı bir bağlantı; seramik, yapıştırma simanı ve diş arasındaki başarılı bir adeziv bağlanmayla sağlanır. Simantasyon prosedürleri, restorasyonun retansiyonunu, dayanıklılığını ve

marjinlerin sızdırmazlığını ve buna bağlı olarak da klinik başarıyı artıran önemli aşamalardan biridir. Adeziv simantasyon, kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitleme ile restorasyonun diş yapışmasını sağlar, dişin ve restorasyonun kırılma dayanımını artırır[79-82].

7.1. Tam Seramik Sistemlere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tam seramik restorasyonlara uygulanan yüzey işlemleri, siman bağlanma dayanımını, iki seramik tabakası arasındaki bağlanma dayanımını ve tamir işlemlerinde tamir materyali ile seramik arasındaki bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri, materyal yüzeyindeki temas alanının artmasını sağlayarak, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği de artırırlar, bu sayede simanın mikro çukurcuklara akmasına izin verirler ve güçlü bir mikro mekanik kilitleme sağlarlar. Güvenilir bir bağlantı için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır[83-86].

7.1.1. Mekanik İşlemler

7.1.1.1. Kuşlama

Kuşlama, temiz ve aktif porselen yüzeyi elde etmek ve mikro mekanik retansiyon sağlamak için yaygın kullanılan yüzey işlemidir. Bu yöntem için alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılır. Al_2O_3 partiküllerinin, zayıf porselen parçacıklarını uzaklaştırması ile düzensiz yüzey elde edilir ve mekanik retansiyon, adezyon ve ıslanabilirlik artar[87,88].

7.1.1.2. Elmas Döner Aletlerle Pürüzlendirme

Döner aletlerle pürüzlendirme, elmas gibi sert parçacıklar yardımıyla seramik yüzeyinin aşındırılması işlemidir. Frezle aşındırma işlemi, seramiklerin yüzey topografyasını, pürüzlülük değerini ve yüzey enerjisini değiştirir. Kullanılan frezin gren büyüklüğü, basıncı, uygulama süresi ve hızı seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen değişkenlerdir[89,90].

7.1.1.3. Asitle Pürüzlendirme

Tam seramik restorasyonların bağlanma dayanımını artırmak için kullanılan tekniklerden biri de asitle pürüzlendirme işlemidir. Seramiklerin yüzey işlemlerinde kullanılan asit, silika içeren cam matrisi ile reaksiyona girerek heksaflorosilika oluşturur. Bu reaksiyon sonucunda cam matrisi ortadan kalkar ve kristal yapı açığa çıkar. Sonuç olarak seramik yüzeyinde, daha yüksek yüzey enerjisine sahip mikro mekanik retansiyon alanları oluşur. Hidroflorik asit ve fosforik asit simantasyon prosedürlerinde en çok kullanılan asitlerdir[85,91].

7.1.1.4. 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. Er:YAG lazerin , ablasyon olarak adlandırılan mikropatlamaları sayesinde yüzey partikülleri ortadan kaldırılmaktadır[92].

Lazer ışınının enerjisi zirkonya/seramik tarafından absorbe edilir. Bu enerji, seramik yüzeyinde soyulmalar üreten bir ısı indüksiyonu yaratır ve mikromekanik bağlantı sağlar. Lazerin çıkış gücü ve enerji seviyesi, mikromekanik bağlantı için çok önemlidir ve makaslama bağlantısı üzerine etkisi bulunmaktadır[93].

7.1.1.5. Plazma Spreyi Yöntemi

Plazma sprej yöntemi yüzey adezyonunu artıran yeni bir metottür. Plazmalar içerdikleri

kimyasal aktif parçacıklar sayesinde, materyallerin sadece yüzeyini etkileyerek yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını optimize eder.[94]

7.1.1.6. Porselen İncisi ile Pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine, su ile karıştırılan toz porselen incilerinin sürülüp 720 °C'de fırınlanması, bağlanma kuvvetini artırır. 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[95].

7.1.1.7. Selektif İnfiltrasyon Etching (SIE)

Selektif infiltrasyon etching, zirkonyanın adeziv rezinlerle bağlantısını artıran, mikro poröz alanlar oluşmasını sağlayan yeni bir tekniktir.[96] Yeni geliştirilen bu yüzey işleminde, silika partikülleri, alümina, sodyum oksit, potasyum oksit ve titanyum oksit içeren özel bir cam infiltrasyonu uygulanır.[97] Bu silika esaslı cam, camsı geçiş sıcaklığı olan 7500 °C'ye kadar ısıtılır, erimiş cam tam sinterize zirkonyanın yüzeyinde dağılır ve zirkonyanın gren sınırlarının değişmesine neden olur. Asit banyosuyla camın uzaklaştırılmasından sonra, rezinin nüfus edebileceği, daha güçlü bir mikro mekanik bağlantının elde edilmesini sağlayan mikro poröziteler oluşur[98]. Ayrıca SIE tekniğinde, kuşlamada görülen zirkonya yüzeyinde stres konsantrasyon alanları, çatlak başlatma ve yayılımı gibi olumsuz yüzey hasarlarının olmadığı bildirilmiştir[99].

Aboushelib ve ark., Al₂O₃ kuşlama ve SIE tekniğinin zirkonya rezin siman bağlantısına etkisini incelemişler, SIE tekniği kullanıldığında güçlü, stabil ve sürdürülebilir bir bağlantı oluştuğunu bildirmişlerdir[96].

7.1.2. Kimyasal İşlemler

7.1.2.1. Silan Uygulaması

Silan, 1940'lı yıllardan beri organik adezivler ile seramik ve metal arasındaki bağın kuvvetini artırmak için kullanılmaktadır[100]. Silan materyalleri genellikle inorganik yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak, düşük vizkositeli rezin simanın yüzeyde daha kolay akmasına ve mikromekanik retansiyonun artmasına olanak sağlarlar[87].

7.1.3. Hem Mekanik Hem Kimyasal İşlemler

7.1.3.1. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyanın temel etkisi, mekanik enerji uygulanması sırasında materyalin kimyasal ve fizikokimyasal değişiklikler oluşturmasıdır.[101] Tribokimyasal silika kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur[87,100].

Bu yöntemle uygulanan sistemlerde (Rocatec ve Cojet, 3M-ESPE Seefeld, Almanya), alumina partikülleri seramik ve metal yüzeyine 15 µm'ye kadar penetre olabilmektedir[100]. Tribokimyasal silika kaplamanın bağlantıya etkisi iki mekanizma ile açıklanabilir: kuşlama ile rezinin mikro mekanik olarak bağlanabileceği yüzey oluşturulması ve seramik yüzeyinin silika ile kaplanması ile rezin ve silan arasında kimyasal bağlantı sağlanmasıdır[100,102].

Cojet Sistemi: Seramik ve metal-seramik restorasyonlarda kırık tamiri ve simantasyon işlemlerinde silika kaplama işlemi, soğuk silikatizasyon ile yapılır[103].

Siljet Sistemi: 30 µm boyutlarında silika modifiye Al₂O₃ kum içerir ve intraoral olarak

uygulanır. Bu sistemin kullanımının ardından uygulanan silanın bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmiştir[104].

Siljet Plus Sistemi: Silan enkapsülasyon teknolojisinin gelişimiyle birlikte tribokimyasal kaplama ve silanın aynı zamanda uygulanmasına olanak sağlayan Siljet Plus sistemi geliştirilmiştir. Bu tek aşamalı sistem ile hasta başında geçirilen süre azalmış ve rezin kompozitlerle bağlantı için daha uygun yüzey elde edilmiştir[105].

Pilo ve ark., üç farklı tribokimyasal sistem (CoJet, SilJet, SilJet Plus) ile silan reaktivitesinin zirkonya-rezin bağlantısına etkisini inceledikleri çalışmalarında, SilJet Plus'ın en yüksek bağlanma dayanımını gösterdiğini, Cojet ve Siljet'in ise bunu takip ettiğini belirtmişlerdir[104,105].

Rocatec Sistemi: Rocatec sisteminde, basınçlı hava yardımıyla partiküllerin kinetik enerjilerinin seramik yüzeyine transferiyle yüzeyin sıcaklığı 1200 °C'e kadar anlık yükselir. Bu emilen enerji yüzeyin mikroskobik olarak erimesine neden olur ve defektlerin büyüklüğü ve derinliği partiküllerin kinetik enerjisine bağlıdır.[101,106] Böylece silika kaplı alumina partikülleri yüzeyin derinliklerine gömülür ve seramik yüzeyi silika ile kaplanmış olur. Rocatec sistemlerinde, yüzey öncelikle 110 µm Al₂O₃ partikülleri içeren Rocatec Pre uygulanarak yüzeyin temizlenmesi sağlanır. Seramik yüzeyinin silika ile kaplanması işlemi, Rocatec Soft (30 µm silika kaplı alumina) ya da Rocatec Plus (110 µm silika kaplı alumina) 280 kPa basınçla 13 sn/cm² süre ile yüzeye dik olarak 10 mm mesafeden uygulanmalıdır. Rocatec sistemi genellikle laboratuvarlarda uygulanır[103,107].

7.1.3.2. Pirokimyasal Silika Kaplama

Pirokimyasal silika kaplamanın etki mekanizması, silanın silikaya dönüşebilmesi için yüksek sıcaklıktaki silanın kimyasal reaksiyonu ile gerçekleşir[108]. Silicoater Classic, Silicoater MD ve Siloc® gibi yüksek sıcaklıkların kullanımına dayalı sistemler laboratuvarlarda kullanılmaktadır[109]. Bu sistemlerde 150-200 °C alev kullanılır. Reaktif silan ara maddeleri materyal yüzeyine çöker, soğuduktan sonra silika kaplanmış alana reaksiyona girmesi için silan uygulanır ve daha sonra yüzeye bir opak sürülür ve ışık ile polimerize edilir. Bu metot çok uygulama alanı bulamamıştır. İlerleyen zamanlarda Silicoter teknolojisine modifikasyon getirilerek hasta başı kullanımına olanak sağlayan ve bir el aleti şeklinden çıkan alev ile kullanılan Silano-Pen ve PyroSil Pen geliştirilmiştir[110].

8. Zirkonya Esaslı Restorasyonların Adeziv Simantasyonu

Zirkonyum oksit içeren tam seramik sistemler yüksek bükülme direnci (900-1200 MPa), yüksek kırılma dayanımı (zirkonya, 4,9MPa.m^{1/2}) gibi optimum özellikleriyle posterior tek diş kuronlar ve köprülerde de başarıyla kullanılmaktadır ve geleneksel simanlarla simante edilebilirler. Ancak marjinal bütünlük, çözünürlüğün az olması, retansiyonun iyi olması ve kırılma dayanımını arttırmaları gibi sebeplerle rezin simanlar bu tip restorasyonlarda da sıklıkla kullanılır. Kuron boylarının kısa olduğu retansiyon problemi olan dişlerde geleneksel simanlar yerine rezin siman kullanımı endikedir[111,112].

Oyagüe ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, rezin-seramik ara yüzündeki bağlantı kuvvetinin ömrünün, seramik yüzeyde yapılacak değişikliklerden çok, siman seçimine bağlı olduğu; 10-MDP içeren rezin simanların ve self-adeziv rezin simanların, zirkonyum seramiklerin simantasyonu için uygun olduğu; rezin siman zirkonyum seramik arasındaki ayrılmada, suda bekletme işleminin önemli rol oynadığı belirtilmiştir[113].

Oyagüe ve arkadaşlarının yaptıkları diğer bir çalışmada, self adeziv veya Bis-GMA içeren rezin simanlarla karşılaştırılacak olursa, zirkon seramik yüzeylere bağlantıda en uygun simanın, 10-

MDP içeren siman sistemlerinin olduğu ve simantasyon öncesinde, herhangi bir yüzey işlemine gerek olmadığı belirtilmiştir[114].

Zirkonyum ile rezin siman arasındaki bağlantıyı oluşturmak zordur. Zirkonyum oksidin yüzey stabilitesi, siman ve restorasyon iç yüzü arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantı açısından problem yaratır. Cam seramiklerde kullanılan asitle pürüzlendirme ve silan kullanımı, silika içermeyen aside karşı dirençli zirkonyum için geçersiz yöntemlerdir[115].

Borges ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonucunda; hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve 50µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama yöntemlerinin lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde ve lityum disilikat seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ancak aynı yöntemlerin zirkonya ile güçlendirilmiş Al₂O₃ için kullanıldığında, yüzeydeki mikro yapıyı değiştirmedeği belirtilmiştir[116].

Zirkonyum iç yapısının yeterli mikromekanik bağlantıyı sağlayacak şekilde pürüzlendirilmesi ve yeterli rezin siman bağlantısının sağlanabilmesi için tribokimyasal kaplama gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

Sonuç olarak; in vivo ve in vitro çalışma sonuçlarının rezin simanlardan farklı olmadığı göz önüne alınacak olursa, zirkonyum içeren seramik restorasyonlarda, uygulama kolaylığı, simantasyon sonrası taşan simanın kolay temizlenebilmesi ve istenildiğinde kuronun daha kolay çıkarılabilmesi gibi avantajlarından dolayı geleneksel simanlar da kullanılabilir. Kuron herhangi bir nedenle çıkarılmak istendiğinde, eğer rezin simanla yapılandırılmış ise keserek çıkarmak gerekebilir. Fakat zirkonyum gibi sert maddelerin kesimi esnasında oluşacak ısı önlenemeyip pulpal hasarlara yol açılabilir. Bunun yanında marjinal bütünlük, çözünürlüğün az olması, retansiyonun iyi olması ve kırılma dayanıklılığını arttırmaları gibi özellikleriyle rezin simanlar, bu tip restorasyonlarda özellikle ekstra retansiyon ihtiyacının olduğu durumlarda kullanılabilirler. Ancak zirkonyum içerikli seramik sistemlerde, rezin siman-restorasyon arasındaki bağlantının sağlanabilmesinde hidroflorik asit ve sonrasında silan uygulaması etkisiz bir yöntem olduğu için, anlatılan farklı yöntemlerin kullanılması gerekir. Bu koşullarda rezin simanlar da zirkonyum içerikli seramik sistemlerin simantasyonunda güvenle kullanılabilirler.[117]

9. Laminate Veneerlerin Adeziv Simantasyonu

Lamine veneerler diş dokusundan minimal preparasyon yapılarak ya da preparasyonsuz uygulanan restorasyonlardır. Lamine veneerler son zamanlarda hastalardaki estetik kaygıların ön plana çıkmasıyla birlikte diş hekimliğinde oldukça sık uygulanan bir tedavi olmuştur. Lamine veneerler konservatif bir tedavi şeklidir ve hassas bir teknik ve dikkat gerektirir[118].

Lamine restorasyonlarının başarısı, seramik ve diş yüzeylerinin yüzey koşullandırılmasının önemli rol oynadığı simantasyon protokolüne büyük ölçüde bağlıdır[15]. Geleneksel olarak, bu restorasyonların simantasyonu için rezin simanlar kullanılır. Resin simanların kullanılma sebebi, uygun estetik ve düşük çözünmeye sahip olmaları yanında diş yapısına yüksek yapışma kuvveti ve optimum mekanik özellikler gibi optimum özelliklere sahip olmalarıdır[119,120].

Başarılı bir simantasyon, dişin ve restorasyonun fraktür direncini artırır ve mikro sızıntı insidansını azaltır. Buna ek olarak adeziv simanlar cam matriksli seramikleri de güçlendirir. Fakat rezin simanların tüm bu avantajlarının yanında yüksek teknik duyarlılığa sahip olmaları gibi uygulama zorlukları vardır. Uygulanmaları diş yüzeyinin hazırlanmasının birkaç aşamasını gerektirir ve yüksek teknik duyarlılığa sahiptirler. Uygulamadaki hassasiyet ve çoklu aşamalar da nispeten yüksek prosedürel hata riskine yol açabilir[121,122].

Lamine veneer restorasyonlarda çoğu laboratuvar ve klinik çalışmalara göre ışıkla sertleşen

rezin simanlar önerilmektedir[121]. Işıkla polimerize olan rezin simanlar, dual polimerize olanlara göre bazı avantajlara sahiptir. Işıkla polimerize olan rezin simanlar klinisyene simantasyon için daha fazla zaman tanır. Yine bazı çalışmalarda, ışıkla polimerize olan rezin simanların dual polimerize rezin simanlara kıyasla daha yüksek bağlanma kuvveti olduğu bildirilmiştir[124]. Aynı zamanda dual polimerize simanlarda renklenme daha fazla olabilmektedir. Lamine veneerlerin kalınlığının 0.7 mm'den fazla olacağı vakalarda dual cure simanlar tercih edilebilir[123].

10. Adeziv Simantasyonda Klinik Başarısızlıklar ve Çözüm Önerileri

Rezin simanların bazı limitasyonları vardır. Rezin simanlarda polimerizasyon büzülmesi kaynaklı marjinal boşluk ve bunun sonucunda da arayüzde sızıntı olasıdır. Aynı zamanda, mikroboşluklara sebep olabilecek bir diğer sebep de doğal dişler, seramik ve kompozit rezin arasındaki termal genleşme katsayısındaki fark da olabilir. Bahsedilen bu mikrosızıntı lamine restorasyonlarının uzun dönem başarısında önemli faktörlerdendir[126].

Lamine restorasyonlarının yeterli mine varlığı olan dişlerde endike olmasının sebebi mine ve rezin simanların bağlantısının, dentin ve rezin siman bağlantısına göre daha başarılı olmasıdır. Dentindeki organik içeriğin fazlalığı dentin ve rezin siman arasındaki bağlantının daha başarısız olmasının sebeplerindendir[125].

Simantasyon sırasında diş ve restorasyonun iç yüzeyi uygun şekilde pürüzlendirilmezse veya pürüzlendirildikten sonra kontamine olursa bağlantı kaybı yaşanabilir. Bunun yanında restorasyonun %88'inden fazlası dentinde yer alırsa diş yüzeyinin bağlantı için hazırlanması zorlaşacaktır. Bu da adeziv başarısızlık dolayısıyla renklenmelere neden olacaktır[25,131].

Mikrosızıntı, estetik ve mekanik başarısızlığın temel sebeplerinden birisidir ve çeşitli faktörlere bağlı olabilir. Ne yazık ki, mikrosızıntı sadece simantasyondan sonra tespit edilebilir ve bu sorunu çözenin tek yolu veneerlerin yenilenmesidir. Mikrosızıntı genellikle kole bölgesinde ortaya çıkar. Bunun nedenleri ise hatalı diş preparasyonu ve restorasyonun uyumsuzluğu ile adeziv simanın türü olarak sınıflanabilir. Ayrıca termal ve oklüzal streslerin diş restorasyon arasında mikrosızıntıyı arttırdığı bildirilmiştir. Böyle bir durumda bu estetik başarısızlığı düzeltmek için mevcut seramik restorasyon uzaklaştırılmalı, diş yüzeyi temizlenmeli, yeni bir ölçü ile birlikte veneerler yeniden hazırlanmalıdır[25,130].

Simantasyon aşamasında diş eti retraksiyonu yapılarak ve mümkünse rubber-dam kullanılarak doku sıvıları ve muhtemel kanamalardan kaçınılmalıdır. Fakat travmatik çalışılması, kimyasal uyaranlar ve pürüzlendirme ajanları kanamaya yol açabilir. Bunların yanında oksijenin simana nüfuz etmesini önlemek için tüm kenarlar oksijen inhibisyon ajanları ile örtülmeli ve simanın tamamen polimerize olması sağlanmalıdır. Tüm bunlara dikkat edilmezse sadece bağlanmayı etkileyerek mikrosızıntıya yol açmakla kalınmayacak, simantasyondan sonra renk değişikliklerine de sebep olunabilecektir[25,131].

Haralur, servikal bölgedeki diş-rezin siman ara yüzündeki mikrosızıntı ve mine-rezin siman arasındaki mikrosızıntıyı karşılaştırmış ve tüm gruplarda servikal bölgedeki diş-rezin siman arasındaki mikrosızıntının anlamlı olarak daha yüksek olduğunu göstermiştir. Yine bu çalışmada bağlanma ara yüzlerinden, diş-rezin siman ara yüzünde mikrosızıntının porselen rezin siman ara yüzüne göre daha fazla olduğu da gösterilmiştir. Bu çalışma lamine uygulanacak dişlerde mine varlığının önemini tekrar göstermektedir[127].

Adeziv tekniklerdeki gelişmeler sayesinde simanın dişe bağlanması konusundaki problemler en aza indirgenmiştir. Ancak çeşitli restoratif materyaller ve rezinler arasındaki adezyonu arttırmaya

yönelik çabalara rağmen yapışmama veya kırıklarda halen adeziv ve/veya koheziv başarısızlıklar görülmektedir. Bu konuda araştırmalar hızla devam etmektedir[128,129].

SONUÇLAR

1. Rezin simanlar; yüksek dayanımları, adeziv özellikleri, düşük çözünürlükleri, geniş renk seçenekleriyle geleneksel simanlara iyi bir alternatif olmaktadır.
2. Lamine veneerlerin simantasyonunda ışıkla polimerize olan rezin simanlar önerilmektedir. Lamine kalınlığının 0.7 mm'den fazla olduğu durumlarda dual polimerize rezin simanlar kullanılabilir.
3. Zirkonya veneerlerin opaklığı ışıkla polimerize ya da dual polimerize rezin simanların etkinliğini azaltır. Kumlama işlemi zirkonyanın bağlanma dayanımını arttıran en iyi yüzey hazırlama işlemidir.
4. Etch&Rinse adeziv sistemi bağlanma dayanımında mükemmel sonuçlar verse de, dentin dokusunun ne kadar kuru veya ıslak bırakılmasına bağlı olarak post-operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir.
5. Yapılan çalışmalarda, bazı dual polimerize rezin simanlar ve basitleştirilmiş adeziv sistemler arasında uyumsuzlukların olduğu bulunmuştur.
6. Adeziv tekniklerdeki gelişmeler sayesinde simanın dişe bağlanması konusundaki problemler en aza indirgenmiştir; ancak tam seramik restorasyonların simantasyonu için ideal bir materyal bulunmamaktadır. Bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

KAYNAKÇA

1. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. 1999. Current Status of Luting Agents for Fixed Prosthodontics. *J. Prosthet Dent.*
2. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. 1993. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Őniversitesi Diş Hekimliği FakŐltesi Yayınları, Ankara.
3. O'brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* 2002.
4. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, et al. 2004. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent.*
5. Barnes DM, Blank LW, Gingell JC, Gilner PP. 1995. A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc.*
6. Van Noort R, Barbour M. 2013. *Introduction to Dental Materials - E-Book.* Introduction to Dental Materials - E-Book.
7. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.*
8. Oilo G. 1991. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J.*
9. Mount GJ. 1993. Clinical placement of modern glass-ionomer cements. *Quintessence Int (Berl).*
10. Smith DC. 1988. Biocompatibility of dental materials. Alpha Omegan [Internet]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3270981>
11. M. Sunico-Segarra, A. Segarra. 2015. *A Practical Clinical Guide to Resin Cements.* University of the Philippines. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
12. Simon, JF, de Rijk WG. 2006. *Dental cements.* Inside Dentistry.
13. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. 1982. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.*
14. Eshrak Sofan, PhD Afrah Sofan, PhD Gaspare Palaia, PhD Gianluca Tenore, MD, DDS Umberto Romeo, MD, DDS Guido Migliau, MD D. 2017. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma).*
15. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. 2000. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent.*
16. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. 1994. Microporous dentin zone beneath resinimpregnated layer. *Oper Dent.*
17. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. 1995. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int.*
18. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. 1995. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.*
19. Christensen GJ. 2007. Should resin cements be used for every cementation? *J Am Dent Assoc.*

20. Cekic I, Ergun G, Lassila LVJ, Vallittu PK. 2007. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *J Adhes Dent*.
21. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. 2011. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*.
22. Simon JF, Darnell LA. 2012. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*;33(1):28-36.
23. Türk, AG. Ulusoy, M. Önal, B. 2014. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *EÜ Diş Hek. Fak. Derg.* 35_2: 1-8.
24. Carville R, Quinn F. 2008. The Selection of Adhesive Systems for Resin-Based Luting Agents: *Journal of the Irish Dental Association*, Oct-Nov;54(5):218-222.
25. Peumans M, Van Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G. 2000. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 28(3):163-177.
26. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. 2009. Curing efficiency of four self-etching, self adhesive resin. *Dent Mater*. 25(9):1104-1108.
27. Pegoraro TA, da Silva NR, Cavalho RM. 2007. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 51(2):453-471.
28. Kılıçarslan MA., Zaimoğlu A. 1999. Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneers Which Bonded Resin Cements on Enamel and Dentine. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*. 5(2):99-105.
29. Yap AU. 2000. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent*. 25:113-20.
30. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. 1995. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod*. (21):9-12.
31. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. 1991. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*. (66):187-192.
32. Değer S, Caniklioğlu MB. 1998. Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri. *A.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, (25):115-120.
33. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. 2005. Tam seramik sistemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*;
34. Gemalmaz D, Alkumru HN. 1995. Marjinal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*, (73):49-54.
35. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A. A. 2015. New classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
36. Conrad, H. J., Seong, W. J., Pesun, I. J. 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
37. Kelly, J. R., Benetti, P. 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
38. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., Vargas, M. A. 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.

39. Seghi, R. R., Denry, I. L., Rosenstiel, S. F. 1995. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(2), 145–150.
40. Kelly, J. R. 2004. Dental ceramics: current thinking and trends background concepts in ceramics science and fracture. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513–530.
41. Anusavice, K. J., Phillips, R. W. 2003. *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis: Saunders. 805.
42. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M. V. 2003. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380.
43. Zaher, A. M., Hochstedler, J. L., Rueggeberg, F. A., Kee, E. L. 2017. Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 221–227.
44. Kelly, J. R., Nishimura, I., Campbell, S. D. 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–32.
45. Yavuzylmaz, H. 1996. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 192-196.
46. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., Ironside, J. 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339–346.
47. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. 2011. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83–96.
48. Sundh, A., Sjogren, G. 2004. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(7), 682–688.
49. Piconi, C., Maccauro, G. 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.
50. Pilathadka, S. 2007. *The Zirconia: a new dental ceramic material an overview*. Prague Medical Report, 108(1), 5–12.
51. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. 2011. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83–96.
52. Denry, I., Kelly, JR. 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
53. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Schärer, P. 2004. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285–290.
54. Wenz, H. J., Bartsch, J., Wolfart, S., Kern, M. 2008. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: A systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 21(1), 27–36.
55. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R. E., Hämmerle, C. H. F. 2009. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth

- implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 802–808.
56. Edelhoff, D., Beuer, F., Weber, V., Johnen, C. 2008. HIP zirconia fixed partial dentures—Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence International*, 39(6), 459–471.
 57. Raigrodski, A. J. 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562.
 58. Raigrodski, A. J., Chiche, G. J. 2001. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 520–525.
 59. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., Swain, M. V. 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456.
 60. Agustín-Panadero, R., Román-Rodríguez, J. L., Ferreiroa, A., Solá-Ruíz, M. F., FonsFont A. 2014. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 6(1), 66-73.
 61. Hudson, J. D., Goldstein, G. R., Georgescu, M. 1995. Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 647–654.
 62. Jung, Y. S., Lee, J. W., Choi, Y. J., Ahn, J. S., Shin, S. W., Huh, J. B. 2010. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(3), 111-115.
 63. Wiley, M. G. 1989. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(2), 133–137.
 64. Molin, M. K., Karlsson, S. L. 2008. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based (Denzir) 3-Unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 21(3), 223–227.
 65. Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Lüthy, H., Hämmerle, C. H. F. 2007. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(4), 151–156.
 66. Schmitter, M., Mueller, D., Rues, S. 2013. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(7), 519–525.
 67. Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J. L., Mohamed, S. E., Billiot, S. 2006. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4), 237–244.
 68. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. 2001. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238.
 69. Swain, M. V. 2009. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on allceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5(5), 1668– 1677.

70. Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., Rosentritt, M. 2011. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*, 27(8), 796–804.
71. Jang, G. W., Kim, H. S., Choe, H. C., Son, M. K. 2011. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering*, 10, 1556–1560.
72. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., Naumann, M. 2012. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4), 449–456.
73. Mehra, M., Vahidi, F. 2014. Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), 1–4.
74. Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., Hämmerle, C. H. F. 2013. Twobody wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 102–112.
75. Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., Burgess, J. O. 2013. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22–29.
76. Zhang, Y., Kim, J. W. 2010. Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *Journal of Dental Research*, 89(10), 1057–1062.
77. Turp, V., Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B., Goller, G. 2011. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 20(5), 361–365.
78. Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., Han, J. S., Yeo, I. S., Ha, S. R. 2016. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 37–42.
79. Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. 2017. Aspects of adhesion tests on resin– glass ceramic bonding. *Dent Mater.* 33(9):1045- 55.
80. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. 2011. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 142.
81. Awad M, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed M, Alrahlah A, Bhandi S. 2017. Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: An overview. *J Contemp Dent Pract.* 18(7):622-6.
82. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. 2014. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 26(6):382-93.
83. Mello CC, Bitencourt SB, dos Santos DM, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC. 2017. The effect of surface treatment on shear bond strength between Y -TZP and veneer ceramic: A systematic review and meta - analysis. *J Prosthodont.*
84. Dutra D, Pereira G, Kantorski K, Exterkate R, Kleverlaan C, Valandro L, et al. 2017. Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: Effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Oper Dent.* 42(6):669- 78.
85. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. 2014. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 102(2):395-413.

86. Külünk Ş, Külünk T, Kavut İ, Saraç D, Kunt GE. 2017. Fracture strength of surface treated zirconia based multilayer CAD/CAM ceramic crowns. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci.* 23(3):174-83.
87. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. 2016. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* 115(1):9-19.
88. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. 2016. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent.* 7(4):347-54.
89. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. 2012. Machining variability impacts on the strength of a 'chairside' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater.* 28(8):880-7.
90. Pradies G, Godoy -Ruiz L, Özcan M, Moreno- Hay I, Martínez -Rus F. 2017. Analysis of surface roughness, fracture toughness, and weibull characteristics of different framework—veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *J Prosthodont*
91. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. 2011. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicatebased glass ceramic. *Braz Dent J.* 22(1):45-50.
92. Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. 2007. Bond strengths of allceramics: Acid vs laser etching. *Oper Dent.*
93. Ural Ç, Kalyoncuoglu E, Balkaya V. 2012. The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 70(6):541-6.
94. Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. 2017. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci.* 125(1):81-7.
95. Derand T, Molin M, Kvam K. 2005. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater.*
96. Aboushelib MN. 2011. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent.* 13(3):255-60.
97. Khan AA, Al Kheraif AAA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. 2017. Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: A review. *J Adhes Dent.* 19(1):7-19.
98. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. 2010. Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments. *Am J Dent.* 23(6):327-30.
99. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. 2008. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater.* 24(5):633-8.
100. Della-Bona A. 2005. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 13(2):101-9.
101. Lung CY, Matinlinna JP. 2012. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 28(5):467-77.

102. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. 2014. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 30(7):e147-e62.
103. Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK. 2007. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 65(4):241-8.
104. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. 2018. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dent Mater.* 34(2):306-16.
105. Pilo R, Dimitriadi M, Silikas N, Eliades G. 2016. Novel silane encapsulation system for tribochemical resin bonding to a Co-Cr alloy. *J Dent.* 50:60-8.
106. Gbureck U, Masten A, Probst J, Thull R. 2003. Tribochemical structuring and coating of implant metal surfaces with titanium oxide and hydroxyapatite layers. *Mater Sci Eng C.* 23(3):461-5.
107. Chai J, Chu FC, Chow TW. 2011. Effect of surface treatment on shear bond strength of zirconia to human dentin. *J Prosthodont.* 20(3):173-9.
108. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. 2018. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 34(1):13-28.
109. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. 2003. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater.* 19(6):567-73.
110. Kurt M, Kulunk T, Ural C, Kulunk S, Danisman S, Savas S. 2013. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol.* 39(1):44-51.
111. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. 2007. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent* ;98(5):379-88.
112. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. 2006. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*;96(2):104-14.
113. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. 2009. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*;25(3):392-9.
114. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. 2009. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*;25(2):172-9.
115. Kern M, Wegner SM. 1998. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*;14(1):64-71.
116. Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. 2003. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* ;89(5):479-88.
117. Ozkan Y, Aksoy I, Varol S. 2012. Cementation of Zirconia Restorations. *J Dent Fac. Ataturk Uni. Supplement*:6. Sayfa: 124-131.
118. McLean JW. 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*;85:61-66.

119. Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH, Sailer I. 2012. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dental Materials*;28:1183-1190.
120. Attar N, Tam LE, McComb D. 2003. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*;89:127-134.
121. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. 2000. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*;13:60D-76D.
122. Addison O, Fleming GJ. 2004. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater*;20:286-292.
123. Linden J, Swift Jr E, Boyer D, Davis B. 1991. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *Journal of dental research*;70:154-157.
124. Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, et al. 2015. Luting of CAD/CAM ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng*;25:279-288.
125. Haralur SB. 2018. Microleakage of porcelain laminate veneers cemented with different bonding techniques. *J Clin Exp Dent*;10:e166-e171.
126. Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. 2004. Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dental Materials*;20:435-440.
127. Üşümez A, Aykent F. 2003. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching, *J Prosthet Dent*;90:24-27.
128. Nakabayashi N, Pashley D. 1998. Hybridization of Dental Hard Tissues, Quintessence Publishing Co, Ltd, Chapter 1:4-5.
129. Gürel G. 2004. The science and art of porcelain laminate veneers(first edition). Çeviri: Gemalmaz D. *Porselen Laminate Atlası*. Quintessence Yayıncılık, İstanbul; p 347-366.
130. Şener ID, Türker ŞB. 2010. Lamina veneer restorasyonların preparasyon tipleri ve yapım teknikleri. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*; 11:51-56.
131. Cötert HS, DüNDAR M, Öztürk B. 2009. The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers. *J Adhes Dent*; 11: 405-411.

ÖZ GEÇMİŞ

1996 yılında Bingöl'de doğdum. Öğrenim hayatıma orada başlayıp ortaokul ve liseyi Bursa'da okudum. 2014 yılında Bursa Fen Lisesi'nden mezun olup Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi'ni kazandım. 2016 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne yatay geçiş yaptım ve halen bu kurumda son sınıf öğrencisi olarak öğrenim hayatıma devam etmekteyim.