



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

**TAM SERAMİK SİSTEMLERDEKİ
BAŞARISIZLIK NEDENLERİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GAYE NUR ÇAKIR
0801170085**

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. DEĞER ÖNGÜL**

NİSAN, 2022

BİTİRME TEZİ

İSTANBUL

TEŞEKKÜR

‘Tam Seramik Sistemlerdeki Başarısızlık Nedenleri’ konulu tez çalışmamda bana yol gösteren sayın hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Değer ÖNGÜL’ e,

Tezimin hazırlanma sürecindeki desteği ve değerli katkılarından dolayı sevgili asistanım doktora öğrencisi Dt. Göknur ÖZTÜRK’ e,

Öğrencilik yıllarımda yanımda olan ve varlıklarıyla hayatımı güzelleştiren canım arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, varlıklarından onur ve gurur duyduğum canım aileme,

Çalışmam boyunca manevi desteğiyle bana hep güç veren Bilal YAZICI’ ya, teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER.....	II
KISALTMALAR	III
ŞEKİL VE TABLOLARIN LİSTESİ	V
ÖZET	VI
SUMMARY	VII
1. Giriş	1
2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	2
3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	4
Zirkonya Ve Monolitik Zirkonya.....	12
4. Cad/Cam Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları.....	16
4.1. Feldspatik Cad/Cam Seramik Bloklar.....	16
5. Tam Seramik Sistemlerde Karşılaşılan Başarısızlıklar.....	21
5.1. Mekanik Özellikler	22
5.1.1. Zirkonyanın Dayanımı Ve Mekanik Özellikleri	24
5.1.2. Porselen Güçlendirme Mekanizmaları	29
5.2. Termal Etkiler	31
5.3. Restorasyonun Simantasyonu	34
5.3.1. Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlıkları	36
5.3.2. Adeziv Simantasyon Başarısızlıkları.....	38
5.4. Optik Özellikler.....	41
5.4.1. Zirkonyanın Optik Özellikleri Ve Karşılaşılan Başarısızlıklar	44
5.5. Materyalin Biyouyumluluğu	46
5.5.1. Tam Seramik Sistemlerde Görülen Biyolojik Komplikasyonlar	48
6. Sonuç	50
KAYNAKLAR.....	52
ÖZGEÇMİŞ.....	72

KISALTMALAR

Al_2O_3 =Alüminyum oksit

Ark.=Arkadaşları

ATZ = Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Bis-EMA=Bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate

Bis-GMA = Bisphenol A diglycidylether methacrylate

Bis-MEPP =Methacryloxypolyethoxyphenyl propane

CAD =Computer Aided Design

CAM =Computer Aided Manufacturing

CaO =Kalsiyum oksit

DMA =Dimethacrylate

Er:YAG = Erbiyum: itriyum alüminyum garnet lazer

FSZ =Tam stabilize zirkonya

GPa =Gigapascal

HEMA= Hidroksietil metakrilat

HF= Hidroflorik asit

HIP= Sıcak izostatik basınç

K_2O =Potasyum oksit

KNO_3 =Potasyum nitrat

kPa =kilopascal

La_2O_3 =Lantanyum oksit

Li_2O =Lityum oksit

$Li_2Si_2O_3$ =Lityum metasilikat

LTD= Düşük ısı bozunması

MDP= 10-methacryolyloxydecyl dihydrogen phosphate

mm=milimetre

MPa =Megapascal

Nd:YAG= Neodimyum: itriyum alüminyum garnet lazer

Na_2O =Sodyum oksit

PSZ=Parsiyel stabilize zirkonya

PMMA = Polimetilmetaakrilat

$(\text{SiO}_4)^{-4}$ = Silikat

SiC=Silisyum karbür

SiO_2 = Silisyum dioksit

t→m =Tetrogonal fazdan monoklinik faza dönüşüm

TEGDMA =Triethylene glycol dimethacrylate

TZP=Tetragonal zirkonya kristalleri

UDMA =Urethane dimethacrylate

Y_2O_3 =İtriyum oksit

Y-TZP =İtriyum ile stabilize edilmiş zirkonya

ZLS = Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler

Zr =Zirkonyum

ZrO_2 =Zirkonyum dioksit

$\text{Zr}(\text{OH})_4$ = Zirkonyum hidroksit

ZrSiO_4 =Zirkonyum silikat

ZTA =Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

μm =Mikrometre

$^\circ\text{C}$ = Celsius

ŞEKİL VE TABLOLARIN LİSTESİ

Tablo 1. Seramiklerde renk oluşturan metal oksitler ve oluşturdukları renkler	3
Şekil 1. Zirkonyanın kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları.....	12
Şekil 2. Faz Değişimi Mekanizması	13

ÖZET

Tam seramik sistemler doğala en yakın görünümüleri ve yüksek biyolojik uyumlarıyla günümüze kadar başarıyla kullanımlarını sürdürmüşlerdir. Tam seramik kuronlar diğer sabit protetik restorasyonlarla karşılaştırıldığında en düşük komplikasyon insidansına (%8) sahiptir. Metal altyapılı seramik restorasyonlarda görülen korozyon toksisitesi, lokal doku reaksiyonu ve marjin renklenmeleri gibi sorunlar bu sistemlerde elimine edilmiş ve daha estetik sonuçlara ulaşılmıştır.

Tam seramiklerin güçlendirilmesi zirkonya esaslı seramiklerin ve monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesi ile gerçekleşmiştir. Seramik sistemler zirkonya materyalinin mekanik dayanımı, kabul edilebilir estetik özellikleri ve yüksek biyoyumluluğu sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Monolitik zirkonyanın geliştirilmesi ile bu restorasyonların kullanımı daha da artmıştır.

Tam seramik restorasyonlarda üstün klinik başarının elde edilebilmesi için öncelikle doğru klinik endikasyon koyulmalı, seramik materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri çerçevesinde uygun olan materyal seçilmeli ve restorasyonun yapıştırılmasında en uygun simantasyon tekniği kullanılmalıdır.

Seramik materyaller CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesiyle inley, onley, laminate veneer, kuron ve köprü restorasyonları gibi geniş bir endikasyon alanına sahip olmuştur. Ancak seramiklerin dayanıklılığına yönelik bazı endişeler halen devam etmektedir. Uzun dönem klinik başarı için hekimler seramik restorasyonlarda dikkat edilmesi gereken hususlar hakkında bilgili olmalı ve seramik sistemlerde meydana gelebilecek komplikasyonlara hakim olmalıdır.

Kullanılan materyallerin ve uygulama tekniklerinin klinik başarılarını ve meydana gelebilecek komplikasyonlarını değerlendirebilmek için daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu derleme, tam seramik sistemlerdeki başarısızlıklar hakkında genel bilgi veren bir literatür taramasıdır. Karşılaşılan sorunlar ve bu sorunların oluşmaması için dikkat edilmesi gereken hususların bir araya toplanması amaçlanmıştır.

SUMMARY

All-ceramic systems have maintained their use successfully with their appearance, which is the most nature-like, and their high biological adaptation, until today. All-ceramic crowns have the lowest incidence (8%), compared to other stable prosthetic restorations. Problems like corrosion toxicity, local tissue reaction and margin coloration, which are seen in ceramic restorations with metal substructure, have been eliminated in these systems and more esthetical results have been reached.

Enhancement of all-ceramics is done by the development of zirconia-based ceramics and monolithic zirconia. Ceramic systems are commonly used thanks to the mechanical resistance, acceptable esthetical features and high biocompatibility of zirconium material. Use of these restorations has increased with development of monolithic zirconium.

In all-ceramic restorations, in order to achieve high clinical success, first, right clinical indication should be determined; the material, which is proper within the frame of physical and mechanical features of ceramic materials, should be chosen and the most suitable cementation technique should be used to bond the restoration.

With the development of CAD/CAM systems, ceramic materials have had a wide indication area like inlays, onlay, laminate veneer, crown and bridge restorations. However, some concerns on ceramic resistance still continue. For long term clinical success, physicians should have knowledge about points to consider on ceramic restorations and should know potential complications that may occur in the ceramic systems.

In order to evaluate clinical success and potential complications of used materials and application techniques that may occur, more clinical studies are needed.

This compilation is a literature review, which gives general information on failures in the all-ceramic systems. It is aimed to gather the problems encountered and points to consider for these problems not to occur.

1. GİRİŞ

Uzun yıllardır seramik materyaller, oksitler, nitrürler, karbürler ve silikatlardan oluşan metal ve metal olmayan elementlerin bileşikleri olarak tanımlanmıştır [1]. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin çoğu, silisyumun yüksek oksijen afinitesi nedeniyle genellikle silika formunda veya silikat bileşikleri olarak oluşan silisyuma dayanır [2].

Metal altyapılı seramikler, krun ve köprü restorasyonlarında kanıtlanmış bir başarıya sahiptir. Materyaller ve üretim tekniklerindeki gelişmeler, diş hekimliğinde yıllar boyunca başarıyla birçok endikasyonda kullanılan metal altyapılı restorasyonlara olan ilginin giderek azalmasına neden olmuştur. Hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle diş hekimlerinin tam seramik sistemleri tercih etmeleri yaygın hale gelmiştir.

Diş hekimliğinde tam seramik restorasyonlar, daha önceleri yetersiz dirençlerinden dolayı yalnızca ön bölge tek krunlarla sınırlandırılmışken, günümüzde estetik görünüme yönelik giderek artan ilgiyle bu alandaki çalışmalar hızlanmış ve tam seramiklerin mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmiştir.

Tam seramik sistemlerde karşılaşılan başarısızlıklar genellikle mekanik dayanımın yetersiz olmasından kaynaklanmaktadır. Kırılma, düşük gerilme direnci, yetersiz kenar uyumu gibi problemler seramik restorasyonlarda kırılmalara, çatlaklara, altyapı ve üstü yapıda kopmalara, desimantasyonlara veya restorasyonun kayıplarına neden olabilmektedir.

Zaman içerisinde yapılan çalışmalarla seramik materyaller güçlendirilmiş, ortaya çıkabilecek sorunlar önlenmeye çalışılmıştır. Gelişen teknoloji ile tam seramiklerde görülen başarısızlıkların engellenmesi için yapılan klinik çalışmalar hız kazanmaktadır.

2. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Yunanca ‘keramikos’ sözcüğünden köken alan seramik, topraktan yapılan (yanmış toprak) anlamını taşır. Türk Dil Kurumu, seramiği ‘yüksek sıcaklıkta pişirilmiş topraktan yapılan nesne’ olarak tanımlamıştır [3]. Dental seramikler ise bir veya daha fazla metalin, metal olmayan elementlerle (genellikle oksijen) birleşerek yüksek ısıda sinterlenmesi ile oluşan inorganik yapılardır. Dental porselenler seramiklerin bir alt grubu olup, sinterleme ile elde edilmiş, içinde lösit kristalleri bulunduran camsı bir matriksten oluşur [4,5]. Opalesans, translusent ve floresans özellik gösterirler [6].

Seramiğin diş hekimliğinde kullanımının öncelikli amacı doğala en yakın estetik görüntüyü sağlamaktır. Estetik özelliklerinin yanında optik avantajları, renk stabiliteyi, biyolojik uyumları ve uygun fiziksel özellikleriyle hem porselenler hem de seramikler en sık kullanılan protetik restorasyon materyalleri arasında yer alır [6,7]. Ancak seramikler kırılma materyalleridir [8]. Mekanik dirençlerinin düşük, çekme ve tork kuvvetlerine karşı dayanıksız olmaları nedeniyle temel metal alaşımları, soy alaşımlar, cam seramikler, cam infiltre seramikler ve polikristalin seramikler gibi çeşitli altyapı materyalleriyle desteklenerek kullanılmaktadırlar [6,8]. Metal altyapılı seramik sistemler krun ve köprü restorasyonlarda dayanıklılıkları ve kabul edilebilir estetik özellikleriyle gayet başarılıdır. Ancak doğal estetiğe artan ilgiyle ön bölge restorasyonlarda kullanımları sınırlı kalmıştır. Günümüzde geliştirilen yapılarıyla tam seramik sistemler estetik özellikleri düşürülmeden daha dayanıklı hale getirilmiş ve birçok klinik çalışmada başarıyla uygulanmıştır [6]. Artan adeziv teknoloji sayesinde; diş ile seramik arasında mekanik bağlantıya ek kimyasal bağlantı oluşturulmuş, materyalin mekanik dayanımı artırılıp mikrosızıntı azaltılarak tam seramik sistemlerin daha geniş endikasyonlarda kullanımı sağlanmıştır [9].

Seramik, ortada bulunan bir silisyum (Si^{+4}) atomu ile ona bağlı 4 oksijen (O^-) atomundan oluşan tetrahedral (SiO_4)⁻⁴ yapısında bir çekirdeğe sahiptir. Bu yapıda kovalent ve iyonik bağlar birlikte görülür [10]. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin temel yapısını feldspar, kuartz ve kaolin bileşenleri oluşturur. Dental seramik %75-85 feldspar, %12-22 kuartz (silika, kum) ve %3-5 kaolin (kil) içerir [11].

Feldspar ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) Potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikatın karışımı olan feldspar; seramiğin ana yapısını oluşturur. Yapı içerisinde en az %60 oranında bulunmalıdır [12]. Diş hekimliğinde seramiğin pişirilmesi sırasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutmasından dolayı yüksek potas (K_2O) içerikli feldspar kullanılır. Eridikten sonra yüksek viskoziteye sahip, camsı parlak bir görünüm alır. Seramiğin doğal translüsentliğini sağlar [13]. Potas formundaki feldspar molekülüne 6 adet silisyum dioksit bağlanır. Bu moleküle 4 adet silisyum dioksit bağlanırsa feldspardan daha güçlü yapıda olan lösit oluşur. Lösit; seramiğin yapısını güçlendirir, optik özelliklerini artırır ve ısıl genleşme katsayısını yükseltir [14].

Kuartz (SiO_2): Silika yapısındaki kuartz, dental seramiğe dolduruculuk ve desteklik görevi yapar, stabilite sağlayarak seramiğin dayanıklılığını artırır. Pişirme sonrası oluşabilecek büzülme önler ve termal genleşme katsayısını kontrol eder. Porselen içerisindeki oranı arttırıldığında seramiğin büzülmesi azalır ancak ışık geçirgenliği de azalır [15]. Erime derecesi çok yüksek olup, yapıyı kırılma hale getirir [16].

Kaolin ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$): Yapışkan özellikte bir alüminyum silikat hidratıdır. Bu özellik porselenin modelajında avantaj sağlar. Porselenin bir arada kalmasına, kolay şekillendirilmesine olanak veren kaolin; oldukça yüksek erime derecesine (1800°C) ve opak

bir yapıya sahiptir. Opak özellikte olmasından dolayı bileşimde düşük oranda bulunur [17]. Dental porselen diğer porselenlerden düşük kaolin içeriğine sahiptir.

Porselenin içindeki bu bileşenlerin oranı materyalin fiziksel ve estetik özelliklerini direkt olarak etkiler. Temel yapının dışında seramiğe üretimde çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans sağlayıcı ajanlar ilave edilebilmektedir [14].

Renk Pigmentleri: Doğal renkte diş görünümünü sağlamak için eklenirler. Eklenen renk pigmentleri seramiğin erime sıcaklığında stabil olmalıdır. Seramiğe renklendirici olarak metal oksitler karıştırılır. Bunlara 'renk fritleri' de denir. Elde edilen renk fritleri, renkli cam tozu formunda en fazla %7 oranında bulunmalıdır [10,18,19,21,22,23].

Tablo 1. Seramiklerde renk oluşturan metal oksitler ve oluşturdukları renkler [20].

METAL VE OKSİTLERİ	RENK
Titan Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Alüminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi- Kırmızı
Demir Oksit veya Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Alüminat	Mavi
Krom veya Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta Yeşili
Demir Fosfat veya Platin	Gri

Cam modifiye ediciler ve akışkanlar: Sodyum, potasyum ve kalsiyum gibi alkali iyonlar $(SiO_4)^{4-}$ 'in yapısında cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantıyı azaltarak seramik materyalinin erime derecesini düşürürler ve termal genleşme katsayısını arttırmaları [10,18].

Ara oksitler: Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin düşük fırınlama ısısına ve yüksek viskoziteye sahip olması istenir. Seramiklerde temel yapı olan $(SiO_4)^{4-}$ 'e cam modifiye ediciler ve akıcıların eklenmesi, seramiğin hem erime noktasını düşürür hem de viskozitesini azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan oksitler, alüminyum oksit gibi, akışkanlığa karşı direnç oluşturarak viskoziteyi ve sertliği artırır. Bu sebeple seramiğin yapısına ara oksitler eklenir [10].

Opaklaştırıcı ajanlar: Seramiğin yapısına doğal görünümü sağlamak için eklenen yoğun renk fritleri, materyale şeffaflık kazandırır. Dentin renklerinde yüksek opasiteye ihtiyaç duyulur, bu nedenle seramiğin yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Opaklaştırıcı ajanlar ince partikül boyutlarında seryum oksit, kalay oksit, zirkonyum oksit, titanyum oksit gibi metal oksitler içerir [4,10].

Luminisans özellik: Luminisans; floresans ve fosforesans olmak üzere iki optik etkinin birleşiminden oluşan, parlama anlamına gelen bir terimdir. Fosforesans özellik diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde görülmez. Floresans özellik; cismin, belirli dalga boyuna sahip ışınları absorbe ederek daha uzun dalga boylu radyasyon şeklinde geri yaymasıdır. Doğal dişler gün ışığında bir miktar floresans özellik gösterirler [24]. Bazı porselenler uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddeler içerdikleri için ultraviyole ışık altında mavi-beyaz floresans özellik gösterir [25]. Ancak günümüzde bu elementlerin zararlı etkilerinden dolayı Europinyum, Samaryum, Uterbiyum gibi lanthanidler daha sık tercih edilmektedir [24].

3. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Dental seramikler; kompozisyonları, kullanım alanları, üretim teknikleri, pişirme ısıları, mikro yapıları, translusensi özellikleri ve kırılma dayanımları gibi çeşitli başlıklar altında sınıflandırılabilir [17,26].

Şekillendirme Yöntemlerine Göre [34];

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri
 - Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)
 - Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)
 - Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
 - In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
2. Dökülebilir cam seramik sistemleri
 - Dicor (Dentsply, A.B.D.)
 - Cerapearl (Kyocera, A.B.D.)
3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)
 - IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)
 - IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)
 - Finesse (Ceramco, Almanya)
4. CAD/CAM sistemleri
 - Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
 - Celay (Mikrona, Almanya)
 - Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
 - Cercon (DeguDent, Almanya) Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
 - Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
 - Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

Işık Geçirgenliğine Göre [34];

1. Translütent kor yapıya sahip olanlar
 - Konvansiyonel feldspatik porselen, preslenebilir seramikler (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y., A.B.D.)
 - CAD/CAM seramikler (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
2. Yüksek dayanıklılıkta opak kor yapıya sahip olanlar
Alumina, zirkonya ve lityum disilikat içeren non-metalik restorasyonlardır.
 - IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Leichtenstein
 - Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç
 - In Ceram, Vita Zahnfabrik, Almanya
 - Lava, 3M ESPE, St. Paul, Minn, A.B.D.
 - Cercon, Dentsply Ceramco, York, Pa.

Altyapı Materyaline Göre [34];

1. Cam seramikler

- Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - IPS Empress
 - IPS ProCAD
 - Finesse
 - Matchpress
 - Evopress
- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - IPS Empress II
 - IPS e.max Press
 - IPS e.max CAD

2. Alumina esaslı seramikler

- In-ceram alumina
- In-ceram spinell
- In-ceram zirkonya
- Synthoceram(CICERO)
- Procera

3. Zirkonya esaslı seramikler (Zirkonya esaslı seramik sistemler)

- CAD-CAM sistemler
 - Cerec – Sirona Dental
 - Cercon – DeguDent
 - Procera- Nobel Biocare
 - Precident- DCS
 - Lava- 3M Espe
 - Everest- KaVo
 - Hint- Els GmbH
 - Zeno Tech- Wieland
- MAD-MAM sistemler
 - Zirkozahn
 - Ceramill

Yapım Tekniklerine Göre [27];

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemi ile metal altyapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz-likit sistemi ile yapılan restorasyonlar
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler

9. İnfiltre seramikler
10. Frezeleme ile üretilen seramikler

Piştirme Isılarına Göre [4];

1. Yüksek ısı seramikleri: (1290°C-1370°C)
İnley, onley ve jaket kuron yapımında kullanılır.
2. Orta ısı seramikleri: (1090°C-1260°C)
İnley, onley, jaket kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılır.
3. Düşük ısı seramikleri: (870°C-1065°C)
Metal-porselen ve jaket kuron yapımında kullanılır.
4. Çok düşük ısı seramikleri: (870°C'nin altında)
Titanyum ve titanyum alaşımları ile hassas bağlantılı kuron yapımında kullanılır.

Kullanım Yerlerine Göre [18];

1. Metal destekli restorasyonlar ve tam seramik kuronlar,
2. İnleyleyler, onleyleyler, veneerler ve sabit parsiyel restorasyonlardır.
3. İmplant dayanağı olarak
4. Tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da uygulama alanları mevcuttur.

Tam seramikler yüksek ışık geçirgenlikleri, renk değişikliklerine uğramamaları, renkte derinlik sağlamaları gibi özellikleriyle doğal dişe en yakın görüntüyü sağlar. Metal-seramik sistemlerin marjinal renklenmesi, korozyona uğraması, metal yansıması ve saçılması, toksik ve alerjen etkisi gibi dezavantajlara sahip olmadıklarından tam seramik sistemlerin geliştirilmesi; diş hekimliğinde estetiğin sağlanmasında büyük önem taşır.

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli sistemlere göre daha az kesim derinliğine ihtiyaç duyar. Seramik restorasyon ve altyapı birleşiminde; metalle olan birleşimdeki gibi kabarcık, çatlak, ayrılma gibi durumlar görülmez. Aynı zamanda ısı ve elektrik iletkenlikleri düşük olduğu için diş ve diş çevresi dokulara daha uyumludur. Ancak tam seramiklerin diş preparasyonu, üretim işlemleri, klinik uygulama prosedürleri daha titiz ve dikkatli bir çalışma gerektirir. Seramik restorasyonlar basamaklı kesim gerektirdiği için üst çene arka bölgede çalışılması zaman zaman hekime zorluk oluşturabilir. Ayrıca üretimleri özel ekipmanlar gerektirdiği için metal destekli restorasyonlar kadar ekonomik değildir ve seramikler kırılma materyalleridir [28,29,30].

Tam Seramiklerin Endikasyonları [33]

1. Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme görülen dişlerde,
2. Yeterli kapanış mesafesine sahip, estetiğin öncelikli olduğu vakalarda,
3. Normal diş kavsinin dışında yer alan dişlerde, anatomik morfolojiyi sağlayarak estetik ve çapraşıklık düzeltmek amacıyla,
4. Diş dokusunun ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda, tam seramik restorasyonlar kullanılabilir.

Tam Seramiklerin Kontrendikasyonları [33]

1. Kesim sonrası kapanış mesafesinin 1 mm'den az olduğu vakalarda,
2. Kesim sonrası kuron boyunun çok kısa olduğu ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
3. Bruksizme sahip veya düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyonu olan vakalarda,
4. Daha önceki diş kesiminde basamaksız kenar bitim şekli yapılmış dişlerde,
5. İleri itimin artmış olduğu örtülü kapanış vakalarında,
6. Pipo kullanan veya bazı meslek alışkanlıklarından dolayı kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan bireylerde, tam seramik kuronların uygulanması tercih edilmemelidir.

Tam seramik sistemlerin diş hekimliğine getirdiği avantajlar, bu alanda çalışmalara gereksinimi arttırmış ve seramiklerin daha ayrıntılı sınıflandırılmasını gerektirmiştir.

Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırılması [26];

1. Cam-Matriks Seramikler

a) Feldspatik Seramikler

(IPS Empress Esthetic, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident, ABD)

b) Sentetik Seramikler

• Lössit İçerikli

(IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, ABD; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Kuraray Norikate Dental Inc, Japonya)

• Lityum Disilikat ve Türevleri

(3G HS, Pentron Ceramics, ABD; IPS e.max CAD; IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Obsidian, Glidewell Laboratories, ABD; Suprinity, Vita, Almanya; Celtra Duo, Dentsply, ABD)

• Florapatit İçerikli

(IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

c) Cam İnfiltre Seramikler

• Alümina (In-ceram Alümina, Vita, Almanya)

• Alümina ve Magnezyum (In-ceram Spinell, Vita, Almanya)

• Alümina ve Zirkonya (In-ceram Zirkonya, Vita, Almanya)

2. Polikristalin Seramikler

a) Alümina

(Procera AllCeram, Nobel Biocare, İsviçre; In-Ceram AL, Vita, Almanya)

b) Stabilize Zirkonya

(Nobel Procera Zirkonya, Nobel Biocare, İsviçre; Lava/Lava Plus, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; In-Ceram YZ, Vita, Almanya; Zirkon, DCS, ABD; Katana Zirconia ML, Noritake, Japonya; Cercon ht, Dentsply, ABD; Prettau Zirconia, Zirkonzahn, ABD; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Zenostar, Wieland, Almanya)

c) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina

(In-Ceram Zirconia, Vita, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

d) Alümina ile güçlendirilmiş Zirkonya

3. Rezin-Matriks Seramikler

- a) Rezin Nanoseramik
(Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Cerasmart, GC, Leuven, Belçika)
- b) Rezin İnfiltre Cam Seramik
(Enamic, Vita, Almanya)
- c) Rezin İnfiltre Zirkonya Silika Seramik
(MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Shofu Block HC, Shofu, Japonya)

1. Cam Seramikler

Cam matriks içerisinde kristal bir fazdan oluşan estetik özellikleri yüksek, mekanik özellikleri yetersiz olan materyallerdir. MacCulloch [42], 1968'de ilk kez cam seramikten yapay diş ve kuron yapımını açıklamıştır. Daha sonraki dönemlerde %30 cam, %70 flormika kristallerinden oluşan dökülebilir cam seramik materyaller (Dicor) üretilmiştir. Flor içerikli tetrasilik mik kristalleri ile güçlendirilmiş dökülebilir seramik sistemler hem cam hem de kristal materyalinin özelliklerini taşır. Kristal faz, yapıya yüksek elastisite modülü ve aşınma direnci kazandırır. Ayrıca materyalin sıkışma ve gerilmelere karşı direncini arttırmıştır. Dicor sistemi yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir. Yüksek translüsensi özelliklerinden dolayı maskeleme özellikleri düşüktür [43]. Bu sebeple ince yapılması istenilen materyalin kırığa karşı direnci azalır [13]. Bükülme direnci yaklaşık 60-70 MPa'dır [61].

a) Feldspatik Seramikler

Esas olarak silika ve alüminadan oluşan feldspatik porselenler, düşük oranda kristal içeriğine sahiptir. Eklenen kristal yüzdesi %17'den azdır. 3-4 µm büyüklüğündeki feldspar partikülleri cam matriks içerisinde homojen olarak dağılır [44]. 70-90 MPa arasında bükülme dayanımlarıyla diğer seramik materyallere göre daha zayıftır. Estetik açıdan en iyi sonuç veren seramikler arasında sayılabilir [45].

Feldspatik seramikler inley, onley, laminate veneer ve ön bölge kuron protez yapımında kullanılabilirken, düşük kırılma direncine sahip oldukları için köprü protezi ve endokuron restorasyonlarda kullanımları sınırlıdır [38]. Cam içerikleri yüksek olduğu için hidroflorik asitle pürüzlendirilebilirler. Adeziv simantasyonda oksit seramiklere göre daha başarılı bulunmuşlardır. Mekanik olarak yüksek cilalanabilme özelliğine sahiptirler. Hasta başında tek seans uygulamalarına uygun materyallerdir [47,48].

CAD/CAM sistemlerde blok halinde kullanımları da mevcuttur. Sirona firması monokromatik ve polikromatik olarak iki grup blok geliştirmiştir. Vita firmasının ise günümüzde kullanılan feldspatik seramik blokları, monokromatik olan Vita blocks Mark II, polikromatik olan Vita Block Triluxe ve servikal bölgede renk doyumluğu ile floresan özellikleri artırılmış olan Vita Triluxe Forte, son olarak iki kromalı olan Vita Block Reallife'dır [46].

b) Sentetik Seramikler

• Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Cam matriks içerisinde bulunan lösit kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemlerinden geçerek kontrollü olarak kristalizasyona uğrar. Bu sistemde kullanılan lösit esaslı seramik materyal temelde silisyum oksit, alüminyum oksit ve potasyum oksitten oluşur [49]. Cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 µm boyutlarında lösit kristal fazı meydana getirir [14]. Bu seramik materyallerin aşınma ve abrazyona karşı gösterdiği direnç, renk ve translüsentlik gibi ışığı geçirme özellikleri doğal dişe benzerlik gösterir. Diş dokusuyla sağlanan başarılı adezyon ve adeziv simantasyon restorasyonun direncini etkilemektedir [50].

Doldurucu olarak kullanılan lösit kristalleri materyalin direncini etkiler. Lösit kristalleri matriks içerisinde oluşan çatlağın yönünü değiştirerek, ilerlemesini durdurur. Ayrıca lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içinde bulunduğu matriksin genleşme katsayısından daha fazla olduğu için seramiğin soğuması esnasında kristaller daha fazla büzülerek matriksi kendine doğru çeker ve yapı içerisinde bir iç basınç oluşturur. Bu iç basınç materyal içinde baskı gerilimi meydana getirir ve mikroçatlakların ilerlemesini engeller [51,52]. Sistemin bükülmeye karşı direnci 160 MPa'dır ve bu direnç feldspatik seramiklere göre iki kat fazladır [53].

Lösit ile güçlendirilmiş seramikler inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior tek kuron restorasyonlarda kullanılabilir [46,54].

• Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler

Bu sistemde cam seramik restorasyonları güçlendirmek için lösit cam seramiklere kıyasla daha yüksek miktarda kristal içeren ve dolayısıyla daha yüksek dayanım ve bükülme direncine sahip lityum disilikat kristalleri kullanılmıştır. Kristal faz oranı %70 civarında olup, bükülme dayanıklılık değerleri 360 MPa'ya kadar çıkabilmektedir [31]. Materyalin florapatit bazlı seramikle klinik performansları artırılmıştır ve ışık geçirgenliği bakımından zirkonya esaslı seramiklere göre daha başarılı bulunmuştur [56].

Lityum disilikat materyali kırılman ve zor freze edilebilir özelliktedir. Bu nedenle CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lityum disilikat cam seramik blokların üretimi parsiyel kristalizasyonla gerçekleştirilir. Böylece bloklar kolay ve hızlı şekilde frezelenir ve yapıya yeterli direnç kazandırılır. Parsiyel kristalizasyonda temel faz lityum metasilikattır ($Li_2Si_2O_3$). Temel fazdaki materyalin mekanik ve kimyasal dayanımı düşüktür. Lityum metasilikat, 850°C'deki kristalizasyon işlemi sonrası diş rengindeki ve daha dirençli lityum disilikata dönüşür [57].

Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerin endikasyon alanı tek kuron restorasyonlar, inley, onley ve anterior veya premolar bölgede 3 üyeli köprü protezleri ile sınırlıdır [55]. Bu seramik materyaller tek başlarına yeterli estetiği sağlayabilirler ya da bir veneer porselen ile kombine kullanılabilirler.

c) Cam İnfiltrasyon Seramikler

Bu sistemde sinterlenmiş pürüzlü oksit altyapıya erimiş lanthan oksit cam partiküllerinin infiltrasyon edilmesiyle seramik materyali son sertliğine ulaşır. In-ceram sistemi; In-ceram Alümina, In-ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia (Vita, D-Bad Sackingen) olmak üzere üç gruptur [59].

In-ceram Alümina 1989 yılında ilk kez tanıtılmıştır. %99,56 saf alümina içeren sistem, alümina altyapısının şekillendirilip fırınlanmasının ardından içine cam infiltre edilmesi şeklindedir [14]. Yarı opak özellikte olduğundan ışığın tamamen geçişine izin vermez. Bu yüzden sınırlı estetik sağlar [60]. Bükülme dayanımı 450-600 MPa'dır [61]. Ön ve arka bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyon uygulamalarında endikedir [38].

In-ceram Spinell 1994 yılında opak altyapıya sahip In-ceram Alümina'ya estetik açıdan alternatif olarak piyasaya sürülmüştür. In-ceram sistemleri arasında en translüsent olan bu materyal estetik beklentinin yüksek olduğu ön bölge restorasyonlarda tercih edilmektedir. In-ceram Alümina'ya göre iki kat daha translüsent olup bükülme direnci %25 daha düşüktür [63]. Bükülme dayanımı yaklaşık 350 MPa'dır [61].

In-ceram Zirconia ise alüminyum oksit içeriğine %33 oranında seryum stabilize zirkonya eklenerek güçlendirilmiş olup In-ceram sistemler arasında en dayanıklı olan materyaldir [58]. 1100°C'de iki saat kadar sinterlenir daha sonra cam infiltrasyonu yapılır. Son halini almış yapının yaklaşık %23'ü cam fazdan oluşur [64,65]. Zirkonyanın opak özellikte olması nedeniyle bu sistem sadece kuron altyapısı olarak ve arka bölge köprü restorasyonlarda kullanılır [60]. Bükülme dayanımı 700 MPa'dır [61].

2. Rezin-Matriks Seramikler

Seramikler yüksek aşınma direnci, biyouyumluluk, yüksek estetik özellikleri ve renk stabiliteyi gibi birçok avantajının yanında karşıt dişte aşınma, kırılma, kırılma, fazla diş dokusu kaybı gibi olumsuz özelliklere de sahiptir. Özellikle ince kenarların şekillendirilmesi gibi hassas işlemler esnasında ince kırıklar ve çatlaklar oluşabilmektedir. Endokuron, inley-overlay gibi restorasyonlarda dentin ile materyalin bükülme dayanıklılığı arasındaki farkın zamanla diş dokusunda kırılmalara neden olduğu bilinmektedir. Ayrıca seramik restorasyon kırıklarının ağız içinde tamir başarısı da düşüktür. Kompozit materyaller ise zayıf aşınma direnci, düşük mekanik özellikler ve polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlara sahiptir [83]. Bu iki materyal grubunun kombine edilerek kullanılmasıyla olumlu özelliklerinin birleştirilmesi hedeflenmiştir. Rezin içerikli seramik materyaller kolay işlenebilirliği, yüksek kenar uyumu ve kırılma direnci gibi özellikleri ile seramik sistemler arasında popülerliğini korumaktadır [84]. Seramik yapı içeriğinin hacimce %75'ini, ağırlıkça %86'sını oluşturur. Polimer yapı ise hacimce %25, ağırlıkça %14 oranda bulunup, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşturulmuştur [82]. Yüksek oranda seramik doldurucu içeren organik matrikse sahip olduğundan, cam matriks veya polikristalin seramiklerden daha kolay millenen ve uyumlanabilen materyallerdir. Tek üye implant destekli veya diş destekli restorasyonlarda posterior kuron, inley, onley ve veneer olarak kullanılabilirler. Ancak brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan hastalarda ve köprü restorasyonlarında kullanılmaları önerilmemektedir [31].

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 2013 yılında piyasaya sunulmuş bir polimer infiltre seramik materyaldir. Ağırlıkça %86 seramik, %14 polimerden oluşur. Yapısal olarak kırılma direnci ve sertliği azaltılmış, esnekliği ve işlenebilirliği artırılmış olan materyalin bükülme dayanımı yaklaşık olarak 160 MPa, elastik modülü ise 38 GPa'dır. Bu özelliklerin mine ve dentine benzer olduğu bildirilmiştir [85].

Rezin nanoseramik materyaller polimerik matriks ve boyutları 100 nm'den küçük olan doldurucu seramik nano partiküllerden oluşur. Doldurucu olarak feldspatik veya zirkonya seramik ya da bunların kombinasyonları kullanılmaktadır. Nanoseramiklerin bükülme dayanımı yaklaşık 200 MPa'dır. Mekanik aşındırma, kumlama gibi yüzey işlemleri yapılabilir bir materyal olup ağız içinde tamiri mümkündür [86,87]. Rezin içeriğinden dolayı monomer

salınımı yapması biyouyumluluğu açısından halen tartışmalıdır [86,88,89]. Piyasadaki örneklerinden Lava Ultimate (3M Espe, Saint Paul, ABD) ağırlıkça %20 rezin matris, %80 silika ve zirkonya nano partiküllerinden oluşmaktadır [90,91,92]. Bükülme dayanımı 200 MPa'dır. GC Cerasmart ise ağırlıkça %71 doldurucu silika ve baryum camı içeren yüksek yoğunlukta kompozitten oluşmaktadır [93,94].

Rezin nanoseramik ve rezin infiltre seramiklerin en büyük farkı kimyasal yapılarıdır. Her iki grup da iki farklı faz içermesine rağmen, rezin nanoseramikler bir seramik ağ yapısından ziyade rezin matris içerisinde dayanıklılığı sağlayan ve ikinci fazı oluşturan doldurucuları içerir. Rezin infiltre seramiklerde ise porözlü seramik ağ yapısı içine polimer infiltrasyonu gerçekleştirilmekte olup iki fazın birleşmesi sağlanmaktadır. Bu kimyasal farklılıklar hem sınıflandırmada hem klinik uygulamalarda iki seramik grubunun farklı yer almasına neden olmuştur [31].

3. Polikristalin Seramikler

Bu grup seramikler düzgün sıralı ve yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı komponent içermeyen sistemlerdir. Bu sistem, düzensiz yapıya ve daha az yoğunluğa sahip camlara göre güçlü ve dayanıklı olup çatlakların ilerlemesini durdurmakta daha başarılıdır [66]. Cam faza sahip olmaması nedeniyle hidröflorik asitle aşındırılmaları zor olup uzun aşındırılma süreleri ve daha yüksek sıcaklıklar gerektirirler [68]. Artan dayanıklılığa bağlı olarak bu seramikler CAD/CAM sistemleri olmadan üretilemezler. Ayrıca cam seramiklere göre daha opak yapıda olduklarından daha çok altyapı materyali olarak tercih edilir. Üstyapıda cam seramikler kullanılarak estetik görüntü sağlanmaktadır [66].

Polikristalin seramikler sıcak izostatik presleme yöntemiyle sinterlenir. Bu yöntemde kapsül içindeki seramik tozuna yüksek izostatik basınç uygulanır, sinterlenme esnasında yüksek kuvvet korunarak seramik blok gerçek boyutlarına ulaşır. Bu blokların frezelenme işlemine 'katı işleme' adı da verilmektedir [67].

Procera Allceram, Nobel Biocare tarafından 1993 yılında tanıtılan ilk tam yoğun polikristalin seramiktir. %99 oranında yüksek saflıkta alüminyum oksit içerir. Yüksek elastik modülüne (380 GPa) sahiptir ve bükülme dayanımı 600 MPa'dır [5,70]. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez [64]. Polikristalin seramik yapısında olduğu için opak özelliğe sahiptir; ancak üstyapı porselenin rengine göre renklendirme likitiyle renklendirilebilirler. Translüsantlik bakımından aynı kalınlıktaki tam seramiklerle karşılaştırıldığında Empress ve Empress II sistemleri arasında yer alır. Bu sebeple ön dişlerde renklenme bulunmayan hastalarda laminate yapımında kullanılabilir [74,75]. Ayrıca ön ve arka bölge tek kuronlarda ve sabit bölümlü protezlerde başarılı bulunmuştur [29,69].

Zirkonya esaslı polikristalin seramikler yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkmaktadır. Cam faz içermeyen zirkonya çatlak oluşumuna karşı daha dirençlidir. Polimorfik yapıya sahiptir ve monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 fazdan oluşur. Oda sıcaklığında stabil değildir. Sinterizasyon işlemiyle oda sıcaklığında kısmen stabil tetragonal faza dönüşümü sağlanır. Stabil fazın korunması için yapı içerisine itriyum oksit, seryum oksit, kalsiyum oksit ve magnezyum oksit gibi oksitler ilave edilir [79]. Zirkonyanın bükülme dayanımı 900-1200 MPa arasında olup alüminanın iki katı kadardır [76,77]. Tam seramik restorasyonlarda altyapı olarak en çok kullanılan materyal zirkonyadır [38]. Zirkonya için çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir [78]. Bloklardan freze edilerek üretilen zirkonya esaslı seramiklerin günümüzde yapılan çalışmalarla monolitik olarak kullanımları hızla artmaktadır.

Monolitik zirkonya restorasyonlar interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda ve bruksizme sahip hastalarda posterior bölgede kullanım için tasarlanmıştır. Yeni geliştirilen monolitik zirkonya yapısındaki materyaller yüksek dayanıklılık ve translüsentliğe sahiptir. Standart zirkonyada bulunan organik bağlayıcıları içermezler, monolitik yapıda atomlar birbiri içine geçmektedir. Düşük gren boyutu, düşük porözite ve düşük alümina içeriğinden dolayı optik özellikleri artırılmıştır. BruxZir-Solid-Zirconia (Glidewell Dental Laboratories, ABD), In Coris TZI (Dentsply), Prettau-Anterior (Prettau Anterior, Zirkozahn, İtalya) translüsent zirkonya bloklara örnek olarak verilebilir [46,80].

Cam seramiklerin yapısına ağırlıkça %10 oranında zirkonyum dioksit eklenerek oluşturulan zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler yüksek mekanik dayanıma sahiptir. Ön-arka kuronlarda, implant abutmentlerinde, inley ve onlelerde kullanılır. İki ayrı fazdan meydana geldikleri için hibrit seramikler olarak adlandırılabilirler. Bükülme dayanımları yaklaşık 420 MPa'dır. Bu sistemde cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerinin kombine edilmesi amaçlanmış olup yüksek mekanik direnç ve kabul edilebilir estetik sonuçlar elde edilmiştir. Ek olarak cam içerikleri nedeniyle adeziv simantasyonda başarılı olması bir diğer avantajlarıdır [81].

Zirkonya ve Monolitik Zirkonya

Sembölü 'Zr' olan zirkonyum parlak gri renktedir ve periyodik cetvelin 5. periyot 4B grubunda yer alan, atom numarası 40 olan bir geçiş elementidir [118,145]. Doğada saf halde bulunmaz. Zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) gibi bileşikler halinde bulunur. Zirkonyum silikata zirkon, zirkonyum dioksit zirkonya veya baddeleyit denmektedir [118,121,136]. Zirkonya, kimyasal olarak oksit ve camsı matris içermeyen polikristal bir seramik materyaldir [132,134]. Zirkonyanın basma ve çekme dayanıklılığı seramiklerden oldukça yüksektir. Bu dayanıklılık kristal içeriğinin artırılmış, cam fazının azaltılmış olmasından kaynaklanır. Basma direnci 2000 MPa ve çekme kuvveti direnci 900-1200 MPa civarındadır [135,118]. Saf zirkonyanın kaynama sıcaklığı 4409 °C, erime sıcaklığı 1855 °C olup düşük termal etkinlik gösterdiği bildirilmiştir. (Maccauro ve Piconi, 1999). Aynı zamanda suda çözünmeyen, bakteri tutulumu göstermeyen, toksik olmayan, düşük korozyon potansiyeline sahip radyoopak bir materyaldir [138].



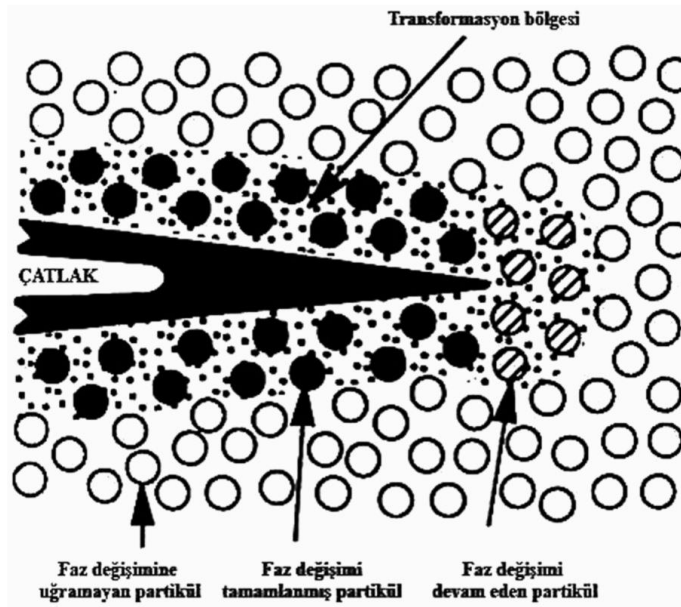
Şekil 1. Zirkonyanın kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları [161].

Zirkonya polimorfik özellik gösterir. Sıcaklık değişikliklerine bağlı 3 farklı kristal fazda bulunabilir. Monoklinik (oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar), tetragonal (1170°C-2370°C) ve kübik (2370°C- erime sıcaklığına kadar) fazlardır [132]. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda stabil olan zirkonyanın bu fazda mekanik özellikleri düşüktür. 1170°C ile 2370°C arasında ise tetragonal fazda hacimce %5 azalarak stabil hale geçer. 2370°C'nin üzerinde materyal kübik faza geçer ve erime sıcaklığına kadar (2680°C) bu fazda stabil kalır. Her iki faz durumunda soğutulduğunda monoklinik faza geri dönecektir ve monoklinik faza göre mekanik özellikler daha iyidir. Zirkonya sinterleme işlemi sonrası soğurken 100-1170°C arasında kontrolsüz olarak tetragonal-monoklinik (t→m) faz dönüşümü gerçekleşir. Bu faz dönüşümü esnasında yapıda iç streslere ve çatlaklara sebep olabilen %3-4

oranında hacim artışı görülür [138]. Oda sıcaklığına dönüldüğünde küçük parçalara ayrılmasına neden olur [76]. Bu faz dönüşümleri sebebiyle zirkonya saf olarak kullanılamaz.

Materyale magnezyum, seryum, itriyum ve kalsiyum gibi kübik form oksitler ilave edilerek zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanır ve tekrar oda sıcaklığına dönüldüğünde kübik-tetragonal karışımı bir yapı oluşur [134-138]. Bu stabilizatör oksitlerin ilave edilmesiyle ısıl değişimler sonucunda dayanımı daha yüksek olan yarı stabil zirkonya (YSZ) oluşur [67,146,147].

Zirkonyanın dayanıklılığı iki mekanizma ile açıklanabilmektedir. Birinci mekanizma fazlar arası ısı genleşme katsayısı farkı ile ilgilidir. Kübik faz (10.5-6 /°C) ile tetragonal faz (6.5-6 /°C) arasındaki bu farklılık ısı değişiklikleri esnasında yapı içerisinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç basınca neden olur. Bu iç basınç materyal içinde oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve oluşmalarını önler [121,136,118]. İkinci mekanizma ise restorasyon ağızda kullanılmaya başladıktan sonra iç streslerin oluşmasından kaynaklanır. Kübik matriks içerisinde düzenli olarak bulunan tetragonal faz baskıya maruz kaldığında daha yüksek hacimli monoklinik faza dönüşür. Oluşan yaklaşık %4'lük hacim artışı yapı içinde bir iç gerilime neden olur. Bu iç gerilim alanları çatlakların ilerlemesini önler ve zirkonyanın baskı kuvvetleri karşısında mekanik özelliklerini artırır [67,121,136]. Bu olay dönüşüm (transformasyon) sertliği olarak da adlandırılmaktadır. Dönüşüm sertleşmesi materyale yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci kazandırır [118,138,140]. Zirkonya bu özelliği sayesinde benzer materyallerden daha dayanıklıdır. Yine de zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması istenir çünkü bu faz dönüşümü kontrol altına alınamadığı takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir [141].



Şekil 2. Faz Değişimi Mekanizması [118,146].

Zirkonyanın stabilize edilmesinde en çok kullanılan stabilizatör itriyum oksit (Y_2O_3)'tir [139]. Saf zirkonya içerisine %2-3 oranında ilave edildiğinde nanometrik boyutlarda itriyumla güçlendirilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) oluşur [136].

Dış hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya bloklar, blokların elde edilmiş yöntemlerine göre farklı direnç ve ışık geçirgenliği gösterir. Üretim şekillerine göre

itriyum içeren zirkonya bloklar green stage zirkonya, presinterize zirkonya ve sinterize zirkonya olmak üzere üçe ayrılır [82,128].

Green stage zirkonya bloklar seramik tozlarının ısı işlem uygulanmadan özel bağlayıcılar kullanılarak preslenmesi ile elde edilen en kolay işlenebilen bloklardır. Yumuşak yapıdaki bu bloklar kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilebilirler. Aşındırma sonrası sinterleme işlemi uygulanır. Tam sinterlendiğinde %25 oranında hacim kaybı meydana gelir. Bu büzülme kompanse edebilmek için restorasyonlar daha büyük olarak freze edilirler. Sinterlenme öncesi stabilitesi düşük poröz zirkonya, büzülme sonrası daha yoğun ve dayanıklı bir hal alır [82,128,148].

Presinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın 500°C'de yaklaşık 30 dakika sinterlenmesiyle elde edilirler. Bu bloklar %40 yoğunluğa sahiptir. Sinterlenme işlemi tam olarak yapılmadığı için yapı başlangıçta oldukça porözdür ve mekanik açıdan zayıftır. Bloklar normal boyutlarından büyük olarak hazırlandıktan sonra 1350-1550°C'de sinterlenirken %20-30 oranında büzülme gösterirler. Tam sinterlenmiş zirkonya bloklara göre daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilirler ve renklendirici solüsyonlar ile renklendirilebilirler [121,146].

Tam sinterize bloklar başlangıçta 1300°C'de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaştırılır. Daha sonra partikül yoğunluğunu arttırmak için 1350-1500°C'de yüksek basınç altında izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonrası gri-siyah renk alan yapı oksitlenip beyazlaşmaya dek atmosfer basıncı altında ısıtma işlemine devam edilir. Büzülme, sinterleme işlemi esnasında gerçekleştiğinden restorasyon gerçek boyutlarında hazırlanır. Bu bloklar green zirkonya bloklara göre daha yoğundur ve %20 daha yüksek dirence sahiptir. Ancak aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için kullanılan elmas frezler aşınır ve daha fazla zaman harcanır [121,136,149].

Zirkonya biyoyumluluğu yüksek bir materyaldir [148]. Düşük termal iletkenliği sayesinde pulpa üzerinde irritan bir etki oluşturmaz [117]. Ancak estetik olarak opak yapıda olduğundan feldspatik seramiklerle veneere edilerek, altyapı materyali olarak kullanılmaktadır [151]. Altyapılı sistemlerde en büyük sorun veneer porselene meydana gelen kohesiv kırılmalar olmuştur. Bu sebeple CAD/CAM sistemlerle veneer porselene ihtiyaç duyulmadan tek bir materyalden üretilen monolitik kuronlar geliştirilmiştir. Bu sistemlerde monolitik zirkonya geniş klinik endikasyona sahiptir [152,153].

Monolitik zirkonya dönüşüm tokluğu özelliğiyle günümüzde popüler polikristalin seramik materyal olarak değerlendirilmektedir [154]. Kısmi olarak itriyum ile stabilize edilen materyal yüksek bükülme direnci (1570 MPa), yüksek ısıya karşı dayanıklılık (2600°C'ye kadar) ve yüksek boyutsal stabilite gösterir [151]. Altyapılı sistemlerde oluşan kopma ve kırılma problemlerinin elimine edilmesinin yanında azalmış oklüzal mesafe gereksinimi monolitik zirkonyanın avantajları arasında sayılabilir. Dayanıklılığının yüksek olması nedeniyle posterior interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu alanlarda güvenle kullanılabilir. Doğal dişe yakın aşınma dirençleri sayesinde karşıt dişte abrazyona neden olmaz [155]. Aynı zamanda bu materyaller rezidüel porözite oranı azaltılmış, gren boyutları 40 nm'den düşük ve görünür ışığı %50 oranında yansıtılabilen estetik olarak kabul görmektedir. Birçok avantajının yanında geleneksel restorasyonlara göre pahalı olması, tamir işleminin mümkün olmaması, ağızda uyumlama ve uygulamanın zor olması gibi olumsuz özelliklere sahiptir [156,157].

Monolitik zirkonyanın estetik özelliğini arttırmak için itriyum içerikli kübik kristal yapı ve daha yüksek sinterleme sıcaklığı gibi modifikasyonlar uygulanmıştır. Daha küçük kristal boyutları kullanılarak kübik faz yoğunluğunun artırılmasıyla Y-TZP daha translüsent hale getirilmiştir. Bu uygulamalar materyalin mekanik özelliklerini etkileyebilir ve düşük ısı bozunmasına sebep olabilir [158,159].

Geleneksel zirkonya seramiklerde yaşlanma direncini arttırmak için %0.25 alümina ilave edilirken, yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerde %0,05-0,1 oranında alümina ilave edilerek materyalin translüsentliği artırılır. Ancak alümina içeriğinin düşürülmesi materyalin hidrotermal stabilitesinin azalmasına neden olmuştur. Bu tip monolitik restorasyonlar ağız sıvılarıyla direkt temasta olduğundan hidrotermal yaşlanmanın önemi yüksektir [161].

Monolitik zirkonya seramiklerin bükülme direnci, sertliği ve elastisite modülü titanyum alaşımlarından, paslanmaz çelikten ve Co-Cr alaşımlarından daha yüksektir [162]. Monolitik zirkonyaun endikasyonları olarak uzun gövdeli sabit protezler, tüm ark sabit protezler, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalar, post kor restorasyonlar, inley ve onley kuronlar ve implant üstü kuronlar sayılabilir [160].

Tam Seramiklerin Üretim Teknikleri [31]

1. Slip-cast infiltrasyon yöntemi
2. Isı ve basınçla şekillendirme yöntemi
3. Döküm yöntemi
4. CAD/CAM ile üretim yöntemi

1.Slip-cast infiltrasyon yöntemi: Diş hekimliğinde bu yöntem 1986 yılında ilk kez Michael Sadoun tarafından uygulanmıştır. Seramik kristallerinin su içerisindeki homojen süspansiyonuna 'slip' denir. Slipin dayanıklı day alçısı üzerine sürülerek, içerisindeki suyun kapiller basıncın etkisiyle alçı dayın içine geçmesi sonucu alümina, spinell ve zirkonya gibi kristallerin day üzerinde yoğunlaşmasına 'slip-casting' yöntemi adı verilir. Slip, modele uygulandıktan sonra sinterlenme aşamasına geçilir [35]. Bu işlem 1120°C'de 10 saat kadar sürer. Bu aşama sonucunda oluşan yoğun alümina tabakası altyapıyı poröz hale getirir. Daha sonra poröz yapıdaki altyapıyı dirençli hale getirmek için hazırlanan lantanyum camı ($La_2O_3-Al_2O_3-B_2O_3-SiO_2$) eritilerek alüminyum tabakası içine nüfuz eder. Bu aşamaya ise cam infiltrasyonu adı verilir. Fırınlama esnasında eriyen cam, partiküller arasındaki boşlukları doldurur ve böylece yüksek dayanıklılığa sahip seramikler elde edilir. Bu teknik ile elde edilen kor yapının üstyapısı olarak feldspatik porseleni kullanılır. Hazırlanan altyapının kimyasal içeriğine göre üç çeşidi bulunan In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) sisteminin üretimi bu yöntemle gerçekleştirilir [36,37].

2.Isı ve basınçla şekillendirme yöntemi: Tam seramiklerde porözite oluşumunu engellemek ve homojen bir yapı oluşturmak amacıyla geliştirilmiş bir yöntemdir. Restorasyon, kayıp mum tekniği kullanılarak standart prefabrike olarak üretilen feldspatik esaslı lösit veya lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik ingotların manşet içerisindeki restorasyon boşluğuna ısı ve basınç altında preslenmesi ile şekillendirilir. Bu yöntemde restorasyonlar şekillendirme sonrası yüzey boyama ve tabakalama teknikleriyle bitirilir [38,39].

3.Döküm yöntemi: Tetrasilisik flor mika kristallerinden oluşan cam seramiklerin santrifüj tekniğiyle 1350°C'de döküm boşluğuna yönlendirilmesi işlemidir. Dökülebilir seramikler olan 1983 yılında David Grossman tarafından tanıtılan Dicor ve 1984 yılında Peter Adair tarafından tanıtılan Cerapearl mika-cam-seramik (hacim olarak %55 kristalin tetrasilisik flor mika, %45 cam) bileşiminden oluşur. Bu materyaller kayıp mum tekniği ve cam dökümünün birlikte uygulanmasıyla oluşturulur. Mum, revetmandan uzaklaştırıldıktan sonra şeffaf cam seramik ingotlar 1350 °C'de santrifüjle döküm apareyinde dökülür. Bu işlem sırasında 25-100 µm kalınlıkta eksternal yüzey seramikleşir. Döküm sonrası zayıf haldeki şeffaf restorasyon dayanıklılığının artırılması için tekrar revetmana alınarak yüksek sıcaklıkta 10 saat kadar seramikleştirilir [40].

4.CAD/CAM ile üretim yöntemi: Prefabrike olarak hazırlanan seramik blokların bilgisayar destekli frezeleme işlemiyle aşındırılması şeklindeki yöntemdir. Blok formunu oluşturmak için genellikle seramik tozları içine bağlayıcı eklenerek kalıplanır ve preslenir. Bağlayıcı, seramik tozunu bir arada tutar ve presleme sonrası şeklinin korunmasını sağlar. Bloklar fırınlanarak bağlayıcı çıkarılır, daha iyi mekanik özelliklere sahip tam yoğunlukta materyal elde edilir. CAD/CAM bloklar homojen olarak elde edildiği için bu sistemlerde mikroporozite ve fırınlama sonrası oluşan boyutsal problemler elimine edilmiştir. Ayrıca laboratuvarında geçen zamanın kısalması ve para tasarrufu sağlanmıştır. Günümüzde CAD/CAM sistemler inley, onley, laminate veneer, bölümlü/tam kuron ve köprüler, implant destekli protezler, hareketli bölümlü protezlerin altyapı iskeletleri gibi birçok endikasyona sahiptir [5,9,41].

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar hekimin tercihine, restorasyonun ağızda kullanılacağı bölgeye, hastanın istek ve sosyo-ekonomik durumuna göre farklılık gösterir.

4. CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN TAM SERAMİK BLOKLAR VE ENDİKASYONLARI

4.1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar

Feldspatik seramik bloklar inley restorasyonların üretimi için kullanılan ilk bloklardır. Cam matriks içerisinde %30-35 oranında ve 3-4 µm boyutlarında feldspar partikülleri bulunur. Kırılma dayanımları ortalama 150 MPa, elastik modülleri 45-63 GPa'dır [95]. İnce partikül yapısı materyalin sıkıştırılabilirliğini artırır, böylece boşluksuz 'porefree' yapıya sahip CAD/CAM blokları ortaya çıkmıştır [96].

Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) CEREC sistemi ile kullanılan ince gren yapısındaki feldspatik porselendir. 1985 yılında piyasaya sürülmüştür. Metal altyapılı seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselenler ile fiziksel dayanıklılık ve aşınma özellikleri bakımından benzerdir. Kırılma dayanımları 120 MPa'dır [97]. 2002 yılında Otto ve De Nisco [97] tarafından yapılan çalışmada Vita Mark I materyali çok yüksek bir başarı oranına sahiptir.

Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1991 yılında CEREC sistemi için tanıtılmıştır. Vita Mark I'e göre daha ince gren yapısına (4 µm) sahiptir ve glaze sonrası bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa bulunmuştur [78]. Bu bloklar geleneksel feldspatik seramiklerle benzer materyal yapısındadır ancak ekstrüzyonla kalıplama olarak bilinen seramiğin preslenmesi yöntemiyle üretilir. Bu bloklar monokromatik yapıda olmasına rağmen birçok renk seçeneğine sahiptir [96]. 2008 yılında Zimmer ve ark. [98] yaptıkları çalışmada bu blokların 10 yıllık sağ kalım oranlarını %83 olarak bildirmişlerdir.

Vita Triluxe, Triluxe Forte ve RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) benzer yapısal özelliklere sahiptir. Sırasıyla 3,4 ve 6 farklı renk tabakasına sahip polikromatik yapıdaki doğal diş yapısını taklit edebilen bloklardır [99]. Bükülme dayanımları 155 ± 15 MPa'dır [96].

CEREC Blok (Sirona, Bensheim Almanya) Yapısal özellikleri Vita Mark II'ye benzerdir ve 2007 yılında tanıtılmıştır. Translüsent (T), medium (M) ve opak (O) olmak üzere üç çeşit renk doygunluğuna sahip altı farklı CEREC bloğu bulunur [100]. Polikromatik bloklar doğal dişin ışık geçirme özelliklerini gösterirler ve restorasyon ile doğal dentisyonun uyum içinde olması sağlarlar [101]. Bükülme dayanımları 120 MPa'dır ve mineye benzer aşınma gösterir [102].

Bu feldspatik blokların inley, onley, laminate veneer, parsiyel kuron ve ön-arka bölge tek kuron yapımında kullanımları önerilmiştir [5]. Cam içerikleri fazla olduğu için hidroflorik asitle pürüzlendirilebilirler ve oksit seramiklere kıyasla adeziv simantasyonda daha başarılı bulunmuşlardır [9].

4.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cad/Cam Seramik Bloklar

Lösit esaslı cam seramikler ilk olarak 1995 yılında cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle W. Höland ve ark. tarafından geliştirilmiştir [104]. Bu blokların yapısında %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunur. Cam matriksin hacimce %35- 40'ını 5-10 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur. Materyalin ışığa karşı geçirgenliği ve aşınma özellikleri mineye benzerdir [52]. Lösit kristalleri yapı içerisinde %40 oranında bulunur. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksin genleşme katsayısından yüksek olduğu için lösit kristalleri seramiğin yapısında bulunan çatlakların büyümesini engelleme özelliğine sahiptir [106].

ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) Yapısal olarak IPS Empress'e benzer özellikte %40 oranında lösit ile güçlendirilmiş seramiktir. Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. Endikasyonları inley, onley, veneer, ön ve arka bölge kuronlardır.

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), 2006 yılında ProCAD'e alternatif olarak tanıtilen bu blok ProCAD'e kıyasla daha ince partikül büyüklüğüne (1-5 µm) ve %45 oranında lösit içeriğine sahiptir. ProCAD'ten temel farkı üretim işlemi optimize etmek ve frezleme hasarını önlemek amaçlanmıştır [5]. Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. Yapılan çalışmalarda yüksek sağ kalım göstermişlerdir [107]. Endikasyonları inley, onley, veneer, parsiyel kuron, ön ve arka bölge kuronlardır [96].

4.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler %70 kristal içeriğine sahiptir. İğneye benzeyen 1.5 µm boyutlarındaki lityum disilikat kristalleri bir araya gelerek bir ağ yapısı oluşturmuş ve lityum ortofosfat camsı matriksle bütünleşmiştir. Böylece materyalin dayanıklılığı arttırılmıştır.

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2006 yılında piyasaya çıkarılan mavi renkteki seramik bloklar iki aşamalı kristalizasyon sürecinden geçmektedir. Birinci aşamada hacimce %40 oranında ve 0,2-1 µm boyutunda lityum meta-silikat kristalleri içeren ara kristalleşme fazı oluşur. Bu ara faz seramiğe direnç kazandırır. Bu aşamada seramiğin bükülme dayanımı 130-150 MPa aralığındadır. İkinci aşamada, 840- 850°C'de gerçekleşen ısıl işlem sonrası meta-silikat faz tamamen çözülür ve lityum disilikat kristalleşir. Sonuçta ince gren yapılı (1,5 µm) hacimce %70 oranında lityum disilikat kristali içeren cam matriks oluşur. Materyalin rengi maviden bitim rengine döner ve bükülme dayanımı 360 MPa olur [61,108]. İnce lamina (0.4 mm), veneer, okluzal veneer, inley/onley, kuron, üç üye köprü (ikinci premoların anteriorunda), veneer materyali olarak uzun köprülerde, implantüstü kuron, hibrit abutment, hibrit abutment kuronlarda kullanımları endikedir.

Yüksek ışık geçirgenliğine sahip olan lityum disilikat bloklar, çevre dokuların rengini absorbe edebilirler, böylece inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilir. Multi bloklar tabakalama tekniği kullanılarak renklenmiş dişlerin tedavisinde uygulanabilir [109]. Empress, ProCAD ve E.max materyalleri karşılaştırıldığında E.max CAD'in kırılma dayanımının daha yüksek olduğu görülmüştür [110].

4.4. Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Zirkonya ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin pozitif özellikleri birleştirilerek, zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat seramik bloklar üretilmiştir. Yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilen blokların yapısında 4 ila 8 kat küçültülmüş çok ince boyutlarda (0.50-7 μ m) lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri bulunur.

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. Endikasyonları ön ve arka bölge kuronlar, implant üstyapıları, veneerler, inley ve onleylerdir. İnce grenli bir yapıya sahip olduklarından (kristal boyutu yaklaşık 0,5 μ m) üstün estetik özelliklere sahiptir. Bu blokların frezeleme işlemi, prekristalize yapıda oldukları için kolay yapılmaktadır. Frezeleme işleminden sonra 840 °C’de 8 dakika fırınlanır. Frezeleme işlemi sonrası bükülme dayanımı 210 MPa iken kristalleşme sonrası 420 MPa’ya yükselir [111].

Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) 2014 yılında piyasaya sürülmüştür. Tam sinterize yapıdadır. Kristalize formda frezelenbilir ve işlendikten hemen sonra mekanik olarak cilalanıp simante edilebilir. Bükülme dayanımı 370 MPa’dır. Endikasyonları inley/onley, veneer, ön ve arka bölge kuron, ön bölge köprü, hibrit abutmenttir (ti-base).

Çeşitli materyallerin translüensi değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, yüksek translüent cam seramiklere göre zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik daha opak bir yapı gösterirken, geleneksel lityum disilikat seramiklerden (polisajlı yüzeylerde) daha yüksek translüensi göstermişlerdir [112].

4.5. Cam İnfiltrasyonlu CAD/CAM Seramik Bloklar

Daha öncesinde slip-cast tekniğiyle üretilmekte olan cam infiltrasyonlu seramikler, 1993 yılından bu yana CAD/CAM sistemleriyle de üretilebilmektedir. Üretim, seramik tozunun kalıp içerisine kuru olarak preslenmesi ve açık gözenekli mikroyapı sağlanıncaya kadar sıkıştırılması şeklindedir. Sonrasında ısıl işlem uygulanır ve kısmi sinterizasyon gerçekleşir. Yarı sinterize yapıdaki bloklardan freze edilen restorasyona, erimiş lanthan oksit cam infiltrasyonu yapılır ve porözlü yapı ortadan kaldırılır [113,114]. Slip-cast tekniği ile üretilen restorasyonlara göre daha az poröz ve daha homojen yapıya sahiptir [115]. Cam infiltrasyonlu bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3’e ayrılır.

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, cam infiltrasyonu yapılarak elde edilir. Ön ve arka bölge kuron ve üç üyeli ön bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanımı uygundur [26].

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Cam infiltrasyonlu seramik materyaller arasında en fazla ışık geçirgenliğine sahip olan In-ceram Spinell; In-ceram Alumina’nın yüksek opasitesi nedeniyle kullanılmadığı ön bölge kuronlarda tercih edilebilir [37]. Bükülme dayanımı ise In-Ceram Alumina’ya göre %25 daha düşüktür [62].

In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) İçinde %33 oranında seryum stabilize zirkonya bulunan In-ceram Zirconia’nın endikasyonları ön ve arka bölge tek kuron, ön ve arka bölge 3 üye köprülerdir. 2 saat boyunca 1100°C de sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu yapılarak üretilir [26].

4.6. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler camsı faz içermedikleri için opak yapıdadırlar. Bu nedenle, kuron ve köprü altyapısı olarak kullanılması ve üzerine daha estetik bir materyalle tabakalama uygulanması önerilir. Yoğun kristal içerdiklerinden alümina ve zirkonya polikristalin seramikler üstün mekanik özelliklere sahiptir [64].

4.6.1. Alümina Bazlı CAD/CAM Seramik Bloklar

Yüksek dayanıklılık gösteren alümina bazlı seramik bloklar %100 alüminyum oksit kristallerinden oluşur. Kırılma dayanımları 500 MPa'nın üzerindedir ve bükülme dayanımları ortalama 610 MPa'dır. Cam infiltrasyonu yapılmaz. Presinterize formdadır ve üretildikten sonra 1520°C de fırınlanırlar. Bloklar monokromatiktir ancak tabakalama tekniğiyle veneerlenirler [60].

Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) %99,9 alümina içeren ve ilk olarak tanıtılan tam yoğunlukta polikristalin seramiktir. Bükülme dayanımı 600 MPa'dır. Materyalin yapısı oldukça opaktır. Procera AllCeram'ın translüsentlik değeri IPS Empress ile IPS Empress II arasında bulunmuştur [116]. Ön ve arka bölge kuron, ön bölge 3 üye köprü ve implant üstü kuron yapımında kullanımları endikedir.

In-Ceram AL ((Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) Yüksek kristal içeriğine ve düşük porözite oranına sahiptir. Üstün mekanik özellikler gösterir [116]. Endikasyonları ön ve arka bölge kuron, ön ve premolar bölgede 3 üyeli köprüdür.

4.6.2. Zirkonya Bazlı CAD/CAM Seramik Bloklar

Zirkonya doğada saf halde bulunmaz, mineral halde bulunur. Doğada en çok bulunan formu zirkonyum dioksittir. Bu forma genel olarak zirkonya denilmektedir. Tam seramik restorasyonların üretiminde, yüksek mekanik dirençleri nedeniyle en çok kullanılan materyal grubu olan zirkonya bloklar üretim şekillerine göre 3 grupta incelenir [113].

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar, zirkonyum dioksit tozuna sinterleme işlemi uygulanmaksızın, basınçsız olarak preslenmesi ile elde edilir. Aşındırmaları kolaydır [117].

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar zirkonyum dioksit tozunu preslenip blok haline getirmek için uygun bir bağlayıcı madde eklenerek üretilir. 1350-1550°C gerçekleşen ön sinterleme aşamasında bağlayıcı madde elimine edilir. Final sinterlemesi sonrasında %20-25 oranında büzülme meydana gelir, bu yüzden başlangıçta daha büyük olarak şekillendirilirler [118].

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, ilk aşamada 1500°C'nin altında sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra 1400-1500 °C aralığında sıcak izostatik basınç işlemi uygulanır. Böylece blokların %99 yoğunluğa ulaşmaları sağlanır. Çok sert bir yapıda olduklarından aşındırma işlemi uzun sürer. Fırınlama esnasında herhangi bir boyut değişikliği olmayacağı için final boyutlarında üretimi yapılmaktadır [119].

DC Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) Tam sinterize bloklardır. Işık geçirgenliklerine göre Premium, T, HT olmak üzere 3 blok mevcuttur. Sırasıyla bükülme dirençleri 1400, 1100 ve 600 MPa'dır. Endikasyonları ön ve arka bölge kuron, ön ve arka bölge köprülerdir. Üretici firma ışık geçirgenliğinin lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklere yakın, kırılma direncinin ise %65 daha fazla olduğunu iddia etmektedir [120].

LAVA Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD) İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklardır. Bükülme direnci 1048 MPa'dır. Endikasyonları ön ve arka bölge kuron,

splintlenmiş kuronlar, 3-4 üye köprü, kantilever köprü, 3 üye inley-onley köprü, ön bölge adeziv köprü, teleskop primer kuron, implant üstü kuron ve 2 implant üstü 3 üye köprüdür.

Cercon HT ve XT (DentsplyCeramo, York Pa, ABD) İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklar olup genelde sabit protez altyapısı olarak kullanılırlar. Bükülme dirençleri sırasıyla 1200 ve 750 MPa'dır. Endikasyonları ön ve arka bölge kuron, ön ve arka bölge köprülerdir. İnley köprülerde kullanımları kontrendikedir.

E.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklardır. Işık geçirgenliğine göre Classic, LT, MT, MT Multi olarak farklı bloklar mevcuttur. Materyallerin translusenstlik özellikleri arttıkça bükülme dayanımları azalır (850-1200 MPa). Ön ve arka bölgede kuron ve köprü (3-12 üye), inley köprü, primer teleskop kuronlar, implant üstü kuron ve köprü yapımında kullanılabilirler.

Procera Zirconia (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklardır. Bükülme direnci 1200 MPa'dır. Endikasyonları ön ve arka bölgede kuron ve köprülerdir.

In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya) İtiryum ile stabilize edilmiş zirkonya bloklardır. Bükülme direnci 900 MPa'dır [117]. In-Ceram YZ'nin kırılma dayanımı diğerlerinden daha yüksektir [121]. Endikasyonları ön ve arka bölgede kuron ve köprülerdir.

4.7. Hibrit Seramik Bloklar

Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) 2015 yılında tanıtılmıştır. Çift ağ yapısına sahip tek hibrit seramiktir. Seramik (%84) ve polimer ağ yapı (%14) birbirinin içine penetre edilmiş, kompozit ve seramiklerin olumlu özellikleri bir araya toplanmıştır. Üretici firmanın 'hibrit seramik' olarak adlandırdığı bu materyalin bükülme dayanımı 150-160 MPa'dır. Seramik materyallerde sık görülen bir sorun olan çatlak ilerlemesi, bu materyalde polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Yüksek elastikiyet özellik ve yüksek dayanıklılık gösterdikleri için duvar kalınlıklarının azaldığı, sağlam diş dokusunun korunduğu arka bölge minimal restorasyonlarda kullanılabilirler. Endikasyonları inley, onley, ön ve arka bölge kuron, implant üstü kuron, minör defeklerin rekonstrüksiyonu (kole defektleri), okluzal veneerler ve non-prep veneerlerdir [122].

4.8. Rezin Nanoseramik Bloklar

Nano boyuttaki seramik partikülleri ve UDMA (üretan dimetakrilat) bazlı rezin matriksten oluşur. Üretim esnasında yapıya katılan silan rezin matriks ve nanomer yapı arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlar. Bu sistemlerin geliştirilmesi ile kompozit materyallerin kullanım kolaylığı ve seramiklerin yüksek kırılma dayanımları bir araya getirilmiştir. Polimer matriks içerisinde 20 nm çapında silika bulunur. 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit ve diğer iki partikülün kümelenirildiği zirkonya-silika nano doldurucular ise hacimce yapının %80'ini oluşturur.

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2012 yılında tanıtılan materyalin elastik modülü 10-20 GPa'dır. Bu bloklardan elde edilen restorasyonların ağız içinde tamiri fırınlama gerektirmeyen kompozitlerle rahatça yapılabilir. Feldspatik, lösit ve kompozit bloklara kıyasla kırılma dayanımları yüksektir, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklarla yakın ve 205 MPa'dır [123]. Endikasyonları inley, onley, veneer ve implant üstü kuronlardır.

Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), 2014 yılında ‘esnek hibrit seramik’ olarak tanıtılmıştır. Endikasyonları inley, onley, veneer, ön ve arka bölge kuron ve implant üstü kuronlardır. Bükülme dayanımı 231 MPa’dır [124].

Rezin-nano seramik materyaller çok absorbe etme özelliğine sahiptirler. Karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere oranla çok daha azdır. İmplant üstü restorasyonlarda seramiklere göre daha başarılılardır [124].

4.9. Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramik Bloklar

Değişmiş seramik yüzdesi ve farklı organik matriks yapılarına sahip olan materyallerdir. İçeriğinde zirkonyum silikat, silika tozu, UDMA, TEGDMA, pigmentler gibi çeşitli materyaller farklı oranlarda bulunur. İnorganik yapılar ağırlıkça %60’tan fazlasını oluşturur [26].

Shofu Block HC (Shofu, Japonya) Porlu seramik dolgu malzemeleri içeren rezin seramik bloklardır. Doğal ışık geçirgenliğine sahiptir, kırılmaya karşı dayanıklıdır ve uzun ömürlü estetik görünüm sağlar. Bu materyal ön bölgede estetik bir restorasyondan, arka bölgede dayanıklı bir restorasyona kadar, minimal invaziv inleyler, onleyler, ön ve arka dişler için kuronlar ve implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere geniş bir kullanım endikasyonuna sahiptir [38].

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya) %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0,6 mm’lik küresel şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve TEGDMA polimer matrikse gömülü olduğu kompozit materyallerdir [26].

5. TAM SERAMİK SİSTEMLERDE KARŞILAŞILAN BAŞARISIZLIKLAR

Metal altyapılı seramik restorasyonların klinik başarısı son 15 yıllık takip çalışmalarında simantasyon sonrası ortalama 5 yıl için %98, 10 yıl için %90 ve 15 yıl için %85 olarak bildirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar ise yapılan çalışmalara göre; simantasyon sonrası 2-5 yıl için %88-100, 5-14 yıl için ise %84-97 arasında başarılı bulunmuştur [38,125].

Tam seramik sistemlerde meydana gelen başarısızlıklar majör ve minör olarak iki grupta incelendiğinde; majör başarısızlıklar alt ve/veya üstyapıda kırılma, alt ve üstyapı arasında ayrılma ve dayanak yapıdaki kırılmaya bağlı restorasyonun yenilenmesine ya da dayanak dişin çekimine neden olabilecek sorunlar olarak kabul edilirken, minör başarısızlıklar ise kenar uyumunun bozulması, protezin desimantasyonu, üstyapıda çatlak veya kopma, çürük oluşumu, endodontik tedavi ihtiyacı, aşırı dentin hassasiyeti, renk uyumsuzluğu ve yüzey pürüzlülüğü gibi sorunlar olup bu komplikasyonlarda restorasyonun değiştirilmesi gerekmemektedir [126].

Yapılan klinik takip çalışmalarının sonuçlarına göre; tam seramiklerde başarısızlık oranı %8’dir ve bu oran içerisinde en sık karşılaşılan başarısızlık üstyapı ile sınırlı porselen kırığı veya çatlağı bulunmuştur [38,127]. Kelly [66], tam seramik sistemlerde karşılaşılan başarısızlıkları görülme sıklığına göre şu şekilde sıralamıştır:

- Üstyapı porseleninde kırılma ya da çatlama
- Endodontik tedavi gerekliliği
- Protezin desimante olması
- Sekonder çürük oluşumu.

Tam seramik sistemlerin kısa klinik kuron boyu olan dişlerde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, derin kapanış görülen vakalarda, periodontal sorunlu destek dişlerde, kantilever uzatılması gereken durumlarda, ileri derecede brüksizm ve parafonksiyona sahip hastalarda kullanılması kontrendikedir [128].

5.1. Mekanik Özellikler

Cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşan seramikler rijit, ısı ve kimyasal faktörlere karşı dayanıklı, kırılğan materyallerdir. Seramiğin dayanıklılığı kristal yapısında bulunan atomlar arasındaki kovalent ve iyonik güçlü bağlardan kaynaklanır. Ancak bu yapı aynı zamanda materyali kırılğan hale getirir [129]. Seramikler baskı kuvvetlerine karşı dirençli, çekme kuvvetlerine karşı ise zayıftır. Baskı dayanımı ortalama 350-550 MPa iken, çekme dayanımı ortalama 20-60 MPa'dır. Yani seramiğin düşük çekme dayanımı başlıca olumsuz özelliği olarak sayılabilir.

Tam seramik sistemlerdeki en önemli başarısızlık sebebi materyalin kırılması olarak belirtilmiştir. Kırılma, kullanılan altyapı materyallerine göre farklı bölgelerde meydana gelebilir. Alüminyum oksit ve lityum disilikat içerikli altyapı sistemlerinde genellikle gövde-çapa birleşiminde görülürken, zirkonya içerikli altyapı sistemlerinde üst porselende görülmektedir. Tam seramik köprü sistemlerinde gövdenin uzunluğu, gövde-çapa birleşim bölgelerinin şekli, yeri ve büyüklüğü kırılma dayanımını etkiler. Ek olarak diş preparasyonu esnasında kullanılan kenar bitim şekli ve yapılan basamak seramiğin koledeki kalınlığını etkiler ve restorasyonun kırılma dayanımını değiştirir [38].

Materyale elastik kapasitesini aşan kuvvetler uygulandığında, seramiğin yapısındaki moleküller, metalin aksine, yüzey boyunca kayamaz. Bu aşırı kuvvetler, genel olarak stres yoğunluğunun en yüksek olduğu iç kısımlarda bulunan mikro yapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (Griffith çatlakları). Büyük ve keskin yapısal kusurların varlığında biriken yüksek stresler yüklenme esnasında çok küçük kuvvetlerde bile çatlağın gelişmesine neden olabilir [130]. Çekme ya da makaslama kuvvetleri karşısında plastik deformasyona uğrayamayan kovalent bağlar seramiğin kırılmasına sebep olur. Bu durum seramiğin metal bir altyapıyla desteklenmesi fikrini ortaya çıkarmıştır. Ancak metal altyapının korozyona uğraması ve ışık geçirgenliğini engellemesi metal altyapı içermeyen sistemler için arayışa neden olmuştur. Tam seramik sistemlerin kullanımını yaygınlaştıran en önemli gelişme seramiğin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesidir. Yüksek dirence sahip seramik restorasyonların metal altyapılı restorasyonlara göre kırılma dayanıklılıkları düşüktür. Sıkışma kuvvetlerine çok dirençli olmalarına rağmen pratikte çiğneme sırasında oluşan makaslama ve çarpma kuvvetlerine dayanamayarak kırılma gösterirler [131]. Seramiğin yapısındaki atomlar arası güçlü iyonik ve kovalent bağlar sayesinde materyal plastik deformasyona karşı direnç kazanır. Ancak elastik kapasiteyi aşan bir kuvvet karşısında seramik atomları çatlağa yatkın bölgelerde stres birikimine neden olurlar. Zamanla biriken yüksek stresler, büyük yapısal defektlerin varlığında, küçük kuvvetler karşısında bile çatlağın ilerlemesine sebep olacaktır. Metaller ise atomik düzeyde plastik akma gösterir ve atomlar birbiri üzerinde kayarak rahatlatma sağlarlar [130].

Tam seramikleri güçlendirmek ve restorasyonun direncini arttırmak için yapıya küçük boyutlarda cam kristaller eklenir. Kristal yapı elastisiteyi artırır ve mikroçatlakların ilerlemesini önler. Bir çatlak kristal ile karşılaştığında yönünü değiştirerek ilerleyebilir. Bu durumda çatlağın ilerleyebilmesi için daha yüksek bir enerjiye ihtiyaç duyulur. Matriks kristal içeriğinin artırılıp, cam miktarının azaltılmasıyla daha dirençli bir materyal elde edilebilir.

Cam faz içermeyen, sadece kristalin fazdan oluşan polikristalin seramiklerin aşındırılmaları zordur, dayanıklılıkları ve yoğunlukları yüksektir. Zirkonyum ve alümina bu amaçla kullanılan metal oksitlerdir [35]. Yüksek elastisite modülüne sahip alüminyum kristalleri katıldığı bileşiğin sertliğini ve esnekliğini yükseltir [131].

Kullanılan seramik materyallerin yüksek sertlik ve aşınma direncine sahip olması çigneme kuvvetlerinin absorbe edilememesine dolayısıyla karşıt dişin veya restorasyonun aşınmasına neden olabilir. Bu durumda restorasyonun kırılma riski artmaktadır. Aynı zamanda kristal büyüklüğü, mikroyapı, yüzey pürüzlülüğü, porözite ve ağız ortamı gibi faktörler seramiğin aşındırıcı özelliğini etkilemektedir [164].

Seramik restorasyonların kuvvetlere dayanma kabiliyeti materyalde meydana gelen iç çatlaklar nedeniyle olumsuz etkilenmektedir. Dental seramiklerde meydana gelen çatlaklar genellikle cam matriksin homojen olmayan kısımlarından kaynaklanır. Yapılan mikrosertlik testlerinde nonkristalin seramikler çatlakların oluşturduğu hasarı önce plastik deformasyon göstererek karşılarlar. Daha sonra zayıf yapıdaki camsı matrikste kırılmalar meydana gelir. Kristal yapıdaki seramik materyallerde ise yüksek kuvvet altında kristallerin dislokasyona uğramasıyla cam matrikste kırılmalar oluşur. Bunun nedeni kristal yapı seramiklerin sertliklerinin, gelen kuvvetin kristallere göre olan oryantasyonunda farklılık göstermesinden kaynaklanmaktadır. Seramiğin sertliği ve minede meydana gelen aşınmalar arasında doğrudan bir bağlantı olmaması, cam matriks ile kristallerin sertliklerindeki farklılıklarla açıklanabilir [165].

Tam seramik restorasyonların direnci; kullanılan altyapı çeşidine, altyapı/üstyapı kalınlıklarının oranına, altyapıya uygulanan yüzey uygulamalarına, altyapı ve üstyapı arasındaki bağlanma dayanımına, altyapının renklendirilmesine, restorasyonun tasarımına ve oklüzal temas kaynaklı oluşan streslere bağlıdır.

Altyapı ve üstyapı arasındaki bağlantı tam seramiklerin başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir. Seramik altyapı materyalleri üstyapı materyallerinden daha sert yapıda olduğunda aralarındaki bağlanma etkilenir. Porselen kalınlıkları açısından altyapının üstyapıya oranı, çatlak ilerlemesini ve dolayısıyla restorasyonun klinik başarısını büyük ölçüde etkiler [38]. Wakabayashi ve Anusavice [166], altyapı ve üstyapı porselen kalınlıklarıyla ilgili bazı çalışmalar yapmıştır. Altyapı üstyapı porselenlerinin birbirine yakın kalınlıkta olması altyapı porseleninde germe gerilimi, üstyapıda ise baskı gerilimi oluşturur. Altyapı/üstyapı kalınlığı arttıkça çatlak oluşumu altyapıya doğru kayar. Altyapı/üstyapı porselen kalınlığı oranı 3/2'den fazla olduğunda kırık hattı restorasyon boyunca uzanır. Altyapı-üstyapının kalınlaştırılması ve altyapının germe, üstyapının baskı gerilimlerine maruz kalması istenen bir durumdur. Ancak diştten fazla madde kaldırılmamasına veya restorasyonun aşırı konturlu yapılmamasına dikkat edilmelidir. Kırılma ve bükülme dayanımı açısından altyapı ve üstyapı arasındaki fark arttığında kırık oluşur. Y-TZP altyapılı restorasyonlarda, altyapı-üstyapı bağlantı bölgesi restorasyonun en zayıf bölgesi olup, kırığın başladığı yerdir. Ayrıca altyapı ve üstyapı materyallerinin ısı genleşme katsayıları arasındaki fark yüksek olduğunda restorasyonun kırılma direnci olumsuz etkilenir [38]. Y-TZP altyapılı tam seramik restorasyonların en düşük bağlantı direncine sahip olduğu bildirilmiştir. Bunun nedeni olarak Y-TZP porselenin yüzey pürüzlendirilmesinin zor olması ve Y-TZP ile üstyapı porseleninin farklı mekanik özelliklere sahip olması gösterilmiştir. Ayrıca yüzey uygulaması yapılmamış Y-TZP altyapıya renklendirici uygulanması ve üstyapının preslenmesi, bağlantı direncini düşürür ve çatlak oluşumunu artırır [167].

Genellikle alüminyum oksit ve lityum disilikat içeren altyapı materyalleri ile yapılan tam seramik restorasyonların gövde çapa birleşim bölgesinde, zirkonya içeren altyapı

materyalleri ile yapılan tam seramik restorasyonlarında ise üstyapı porseleninde koheziv kırılmalar meydana gelmektedir. Tam seramik köprü protezlerinde gövde uzunluğu, gövde-çapa birleşim bölgesinin şekli, pozisyonu ve boyutu restorasyonun kırılma dayanımını etkiler. Tam seramik restorasyonların preparasyonunun ne şekilde yapıldığı, oklüzal yükleme esnasında restorasyonun stres dağılımı bakımından önem taşır [168]. Tam seramik köprü protezleri için en ideal tasarım dayanak yüksekliğini ve yüzey alanını arttırmaya yönelik olmalıdır [38]. Sonlu elemanlar gerilme analizine (FEM) göre gerekli dayanımın sağlanması ve gerilimin azaltılması için dayanak yüksekliği için en az 3-4 mm gereklidir [168].

Sailer ve ark. [169], yaptıkları çalışmaya göre 5 üyeli zirkonya altyapıların gelen yüklere direnç gösterebilmesi için gövde-çapa birleşim bölgesi alanının 11 mm^2 ve üzerinde olması gerektiğini açıklamışlardır. Ayrıca koledeki seramik kalınlığını değiştirdiğinden, diş preparasyonunda farklı kenar bitim şekillerinin kullanılması ve uygulanan basamak şekli restorasyonun kırılma dayanımını etkilediğini bildirmişlerdir [170]. Her zirkonya sistemi kendi materyaline göre minimum kalınlık değerleri belirlemiş ve programlarına yüklemiştir. Tasarım ve üretim aşamalarında sistemin bildirdiği bu sınır değerlerinin altına inilmemelidir [182].

5.1.1. Zirkonyanın Dayanımı ve Mekanik Özellikleri

Zirkonya aşınmaya, korozyona ve sıcaklığa karşı dirençlidir [82]. Reaktif bir metal olan zirkonya, hava veya solüsyon ile temas ederse yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bu oluşan tabaka sayesinde korozyona karşı dirençli bir hal alır. Saf metal olması mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Zirkonya diğer seramik materyallerden daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir [171]. Zirkonya kendisine en yakın mekanik özelliklere sahip olan alüminaya göre daha yüksek bükülme dayanımı ve kırılma direncine sahip bir dental materyaldir [146]. Yapılan testlerde zirkonyanın bükülme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 7-10 MPa olarak bulunmuştur. Yüksek kırılma dayanıklılığı gibi üstün mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz transformasyonundan kaynaklanmaktadır [118]. Günümüzde daha üstün özellikler sağlamak amacıyla zirkonyanın yapısına stabilizatör olarak itriyum oksit (Y_2O_3) katılır ve itriyumla güçlendirilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir.

CAD/CAM sistemleriyle Y-TZP içerikli bloklardan dental restorasyon üretimi iki şekilde yapılmaktadır. Birinci yöntemde ham zirkonya bloktan (non-HIP) esas boyutundan daha büyük aşındırılan restorasyon basınçsız ortamda 1350°C - 1500°C 'de sinterlenir. Bu işlem sonrası materyal yaklaşık %20 büzülme uğrayarak daha dayanıklı ve yoğun yapıdaki esas boyutuna ulaşır. İkinci yöntemde ise sinterlenmesi tamamlanmış tam yoğunluktaki hazır zirkonya bloktan (HIP) restorasyon esas boyutunda aşındırılır. Aşındırılma öncesi sinterleme işlemi 1300°C 'de gerçekleşir, ardından materyal yoğunluğunun artırılması amacıyla 1400 - 1500°C 'de basınç altında ısıtılır. En son olarak normal basınçta ısıtılmaya devam edilerek blok hazır hale getirilir [82,147].

Bu iki yöntemden biri ile şekillendirilen altyapı materyali üzerine tabakalama yöntemiyle daha estetik bir seramik materyal uygulanır. Altyapı materyali üstyapı hazırlığı esnasında da ısı ve neme maruz kalır [172-174]. Genellikle üstyapı sinterlenmeden önce altyapı üzerinde aşındırma yapmak gerekir. Yapılan bu aşındırma işlemi materyalin mekanik özelliklerini büyük oranda etkilemektedir [147,175]. Zirkonyanın bükülme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 7-10 MPa olarak bulunmuştur. Yüksek kırılma dayanıklılığı gibi üstün mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz transformasyonundan kaynaklanmaktadır [118]. Günümüzde daha üstün özellikler sağlamak amacıyla zirkonyanın

yapısına stabilizatör olarak itriyum oksit (Y_2O_3) katılır ve itriyumla güçlendirilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir.

Stabilizatör oksit miktarı: Zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için yapısına düşük oranda CaO, MgO, Y_2O_3 gibi stabilizatör oksitler homojen olarak eklenir. Yapılan çalışmalara göre en ideal mekanik özellikler %2 oranında Y_2O_3 ilavesiyle sağlanmıştır. Bu oranın değiştirilmesi tetragonal fazın yapı içindeki yoğunluğunu ve zirkonyanın partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve konsantrasyonunun artması sonucunda faz değişimi hızlanır [121,136,137]. Y_2O_3 konsantrasyonunun artması halinde, yapı içinde tetragonal fazın yoğunluğu azalır ve zirkonya partikül boyutları artar. Bu durum materyalin stabilitesinin bozulmasına ve kırılma dayanımının düşmesine neden olur. Ayrıca sinterlenme ısını da düşürerek yapı içinde porözite miktarını artırır. Sonuçta materyalin dayanıklılığı azalır [176].

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli: İdeal kırılma dayanıklılığı için materyal içindeki partikül boyutlarının 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir [179]. Materyal içerisinde partikül içeriğinin artmasıyla sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özellikleri zayıflar. Y_2O_3 konsantrasyonunda %1 oranındaki artış, partikül boyutunun 1 μm 'ye ulaşmasına neden olur ve materyalin mekanik özellikleri bozulur [178]. Zirkonya partikülleri yapı içinde ortalama büyüklüğü 2 μm kadar olan büyük düz kenarlı partiküller ve ortalama büyüklüğü 1 μm 'den küçük olan küre partiküller olmak üzere genellikle iki formda bulunur [172,175]. Partikül boyutları artmasıyla yapı içinde sürekli olarak tetragonal-monoklinik (t \rightarrow m) faz değişimi meydana gelir. Bu durumun engellenmesi için yapı içindeki partikül dağılımının homojen ve ince grenli olması sağlanmalıdır. Eşit partikül konsantrasyonuna sahip iki materyalin kırılma ve bükülme dayanımı poröziteye bağlı olarak değişiklik gösterir. Porözite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflar. Aynı zamanda yapı içindeki porözite miktarı çatlak ilerleyişini de etkiler [180]. Yapı içinde yüksek oranda porözite varsa çatlak ilerleyişi küçük partiküller arasındaki boşluklardan (intergranüler) gerçekleşir. İntergranüler çatlak ilerleyişi materyalin direncinin düşük olduğunu ifade eder [181]. Daha az oranda porözite içeren zirkonya materyallerde çatlak ilerleyişi intergranüler veya transgranüler olarak gerçekleşebilir [172,175].

Yüzey uygulamaları: Zirkonya seramik restorasyonlar ağza uygulanmadan önce çeşitli yüzey işlemlerine maruz kalır. Yüzey işlemleri mekanik ve kimyasal olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir [182].

Restorasyon son halini almadan önce birçok aşamadan geçmekte ve bazı amaçlarla aşındırma işlemine maruz kalmaktadır. Kumlama işlemi simantasyon öncesinde restorasyon ve siman arasındaki bağlantıyı arttırmak için yapılan mekanik bir aşındırma işlemidir. Aşındırmanın zirkonyanın mekanik özellikleri üzerine etkisi ile ilgili yapılan çalışmalarda; aşındırma şiddeti, neden olduğu sıcaklık artışı ve zirkonyanın t \rightarrow m faz değişimi gösteren hacim yüzdesinin zirkonyanın bükülme direnci ile bağlantılı olduğu bulunmuştur [173,183].

Abraziv işlemler sırasında materyalin yüzeyinde bulunan tetragonal kristaller monoklinik faza geçerek yüzeyin mikron düzeyinde alt tabakalarına baskı uygulayabilirler. Yüzeyde faz değişimi sonucu oluşan tabaka zirkonyanın aşınma direnci gibi mekanik özelliklerini artırır. Ancak bu tabakanın aşırı kalın olması durumunda yeni çatlaklar oluşabilir. Bu nedenle uzun süreli abraziv işlemler restorasyonun mekanik direncini olumsuz etkilemektedir [183]. Guazzato ve ark. [173] el aletleriyle yapılan aşındırma işleminde meydana gelen t \rightarrow m faz değişiminin makinalarla yapılan aşındırmadakine oranla daha fazla olduğunu ve dolayısıyla el aletiyle yapılan aşındırma işleminin mekanik direnci arttırdığını bildirmişlerdir. Makina ile yapılan aşındırma işleminde bölgesel meydana gelen sıcaklık artışı

ters faz değişimine (m→t) neden olmaktadır. Bu durumda yüzeyde meydana gelen çatlakların baskı gerilimi ile etkisiz hale geçişi mümkün olmadığından seramiğin ortalama direnci azalmaktadır [173,183]. Yani CAD/CAM sistemleriyle yapılan aşındırma işlemlerinde seramik materyalin mekanik direncinin önemli ölçüde azaldığı söylenebilir [182]. Luthard ve ark. [174] yaptıkları çalışmada, CAD/cam sistemleriyle aşındırma sonrasında zirkonya materyalinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkileneceğini bildirmiştir. Pfeiffer ve Hollstein [184] aşındırma işlemini etkileyen faktörlerin dolaylı olarak faz değişimini ve materyalin mekanik direncini etkilediğini belirtmişlerdir. Bu faktörler aşındırma derinliği, hızı, elmas aşındırıcının şekli ve aşındırma sıvısı olarak sayılabilir.

Kumlamanın esas amacı zirkonya altyapıyla üstyapı porselenin ve altyapı ile rezin simanın arasındaki mekanik bağlantının artırılması için yüzeyde düzensizlik oluşturmaktır [67]. Kumlama işlemi aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey özelliklerini de değiştirmektedir [182]. Kumlama işleminin zirkonya üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmadığına dair çalışmalar vardır [67]. Aynı zamanda tersini iddia eden altyapı-üstyapı bağlantı dayanımını arttırdığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Yapılan çalışmalar kumlama işleminin altyapı-üstyapı bağlantısından ziyade zirkonyanın faz değişimine neden olarak bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğunu göstermiştir [182]. Araştırmacılara göre kumlama işlemi yüksek ısılarla ve yüksek yüzey hasarlarına neden olmayan bir yüzey işlemi olup, materyali güçlendirmeye yönelik bir uygulama olduğu kabul edilmiştir. Tek başına kumlama işlemi daha fazla monoklinik faza dönüşüm sağlayarak direnci artırırken, aşındırma ve sıcaklık artışıyla daha az monoklinik faza dönüşüm göstererek düşük dirence neden olmaktadır [185].

Mekanik yüzey işlemlerinden plazma spreyc uygulaması ve lazerle pürüzlendirme; simantasyon öncesinde zirkonyanın iç yüzeyine simanla bağlantıyı arttırmak için uygulanmaktadır. Zirkonya yüzeyine lazerle pürüzlendirme işlemi Er:YAG ya da Nd:YAG ile yapılmaktadır. Yapılan az sayıdaki çalışma sonuçlarına göre bu yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisiyle ilgili önemli bir fikir birlikteliği bulunmamaktadır. Ayrıca zirkonyanın kimyasal yapısı nedeniyle zirkonya yüzeyine asit uygulaması etki etmediğinden, simanla bağlantıyı arttırmak için asitle pürüzlendirme yapılmamaktadır [67,186].

Cam esaslı seramiklerde asitle pürüzlendirme sonrası silan uygulaması ile kuvvetli bir bağlantı sağlanır. Cam içermeyen stabil Y-TZP esaslı restorasyonlarda tek başına silan uygulamasının reçine simanla bağlantıya etkili olmadığı bilinmektedir [186]. Zirkonya esaslı restorasyonlarda siman ile altyapı bağlantısını arttırmak için mekanik ve kimyasal işlemler kombine olarak kullanılabilir [67]. Zirkonya yüzeyinin silika ile kaplanıp ardından bu silika tabakası üzerine silan uygulanarak kimyasal bağlantı kurulması önerilmektedir. Bu yöntem tribokimyasal silika kaplama adı verilir. Bu işlemi takiben silan uygulaması yapıldığında sadece kumlamayla elde edilen bağlantı kuvvetinden daha yüksek bağlantı kuvveti elde edilmiştir. Zirkonya restorasyonlar için en başarılı adezyon yöntemi olarak tribokimyasal silika kaplama, silan uygulama ve ardından fosfat monomeri içeren (MDP) reçine siman ile yapıştırma şeklindeki kombine uygulama önerilmektedir. Bu şekilde en yüksek mekanik dayanıma sahip restorasyon da elde edilmektedir [67,186].

Sıcaklık: Sıcaklık miktarındaki artış zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Sıcaklığın etkisiyle t→m faz değişimi kendiliğinden gerçekleşir ve materyal yarı stabil formunu kaybeder. Faz değişiminin ortaya çıktığı kritik ısı aralığı 200-300°C'dir. Materyal bu kritik aralığın üzerinde sıcaklıkta uzun süre tutulduğunda meydana gelen faz değişimine 'düşük ısıda bozunması' (LTD) denir [187]. Meydana gelen faz değişimi ortamda nemin de bulunmasıyla artış gösterir ve materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler [182]. Sundh ve ark. [188,189] materyalin kırılma direnci üzerine sıcaklığın etkisini iki

şekilde açıklamışlardır. İlk neden şekillendirme esnasında yüzeyde meydana gelen baskı tabakasının ve artık streslerin sıcaklık artışıyla ortadan kalkmasıdır. İkinci neden ise t→m faz değişiminin fazla olması ve sıcaklık artışıyla partikül boyutunun değişmesi olarak bildirilmiştir.

Nem: Tek başına nem varlığı sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkilemez [182]. Sundh ve ark. [188] Y-TZP altyapılar üzerine farklı sıcaklıklarda pişen seramikleri uygulayıp suda bekletmişler ve yapıların mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Suda bekletilen ve bekletilmeyen örnekler arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Yüksek sıcaklığa eşlik eden nem eşlik ettiği zaman yapı içerisinde meydana gelen faz değişimi artmaktadır [187]. Nem varlığının düşük ısı bozunmasına etkisiyle ilgili net bir açıklama bulunmamasına karşın, Sato ve ark.'nın [190] yaptıkları bir çalışmada zirkonyanın yüzeyindeki ZrO₂ tarafından Zr(OH)₄ oluşturulmak üzere suyun absorbe edilmesine bağlı yüzeyde enerji biriktigi ve sürekli bir faz değişimi görüldüğü bildirilmiştir.

Zaman: Dental seramikler uzun dönemde aralıklarla çeşitli gerilimlere maruz kalarak yorulurlar. Bu durum restorasyonun başlangıçta karşılayabileceği kuvvetlerden daha düşük kuvvetleri karşılayamamasına bağlı başarısızlıklarla sonuçlanır [146,187]. Restorasyonun yüzeyinde olası bir defekt etrafında meydana gelen gerilim artışı yeni mikroçatlakların oluşmasına ve mevcut mikroçatlakların ilerlemesine neden olabilir. Bu çatlaklar zaman içerisinde kırılmaya kadar ilerleyebilir. Kırılma olayı, yorgunluk sonucunda düşük bir kuvvet altında dahi gerçekleşmekte ve hastaların büyük bir kısmı protezlerinin yumuşak bir şey çiğnerken kırıldığını ifade etmektedir [187]. Thompson ve ark. [191] geleneksel seramiklerde materyalin kalınlığı fazla olsa dahi çatlak dağılımının fazla görülmesinin restorasyonun kırılma direncini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk olayı Y-TZP içeren seramiklerde görülmemektedir. Y-TZP cam matriks içermeyen, küçük partiküllerden meydana gelir ve çatlak oluşumu mekanizmasıyla belli bir dayanıklılığa sahiptir. Çatlak ilerlemesinin olduğu alanda, gerilme stresi ile tetragonal fazdaki zirkonya üzerine gelen kübik matriks basıncı azalır ve partiküllerde meydana gelen makaslama gerilimi ile çatlak ilerlemesi için gerekli enerjiyi artırılır, çatlağın ilerlemesi engellenir. Y-TZP içerikli seramiklerde zamana bağlı gelişen ve t→m faz geçişinin kontrolsüz artışıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı gözlenmektedir. Yaşlanma sonucunda materyal yarı stabil özelliğini kaybeder; yoğunluk, sertlik, dayanıklılık gibi önemli mekanik özellikleri zayıflar [187,192,193]. Yaşlanma olayı ile ilgili olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. t→m faz değişimi ile zirkonya materyalinin yüzeyinden başlar ve gövdenin içine doğru devam eder.
2. Yaşlanma olayı sonucunda materyalin yoğunluğu, yapısı ve direnci değişmektedir.
3. t→m faz değişimi su ve buhar varlığında gelişir.
4. En kritik sıcaklık aralığı 200°C–300°C'dir.
5. Stabilizatör oksitinin yoğunluğunun artması veya partikül boyutunun azalması faz değişimi oranını düşürmektedir.
6. Materyaldeki mikro ve makro çatlaklarla ve t→m faz geçişiyle birlikte mekanik özelliklerde bozulma meydana gelir [190].

Zirkonya esaslı protezlerin diğer tam seramik sistemlerle ön ve arka bölgede kullanımları karşılaştırıldığında zirkonya esaslı protezlerin daha yüksek dayanıma sahip olduğu ve klinik olarak daha yüksek sağkalım gösterdiği görülmüştür [152,194]. Conrad ve ark. [38] yaptıkları çalışmada ideal diş preparasyonu gerçekleştirilmiş zirkonya esaslı restorasyonların fonksiyon esnasında yüksek dayanım gösterdiğini bildirmişlerdir.

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda üstyapının fırınlanma sayısı altyapı ve üstyapı arasındaki bağlantının başarısına önemli ölçüde etki etmektedir [195]. Yapılan çalışmalara göre 5 defadan fazla fırınlama yapıldığında materyalin dayanımında anlamlı bir düşüş meydana gelmektedir [196]. 3 ila 5 defaya kadar yapılan fırınlama işleminin bağlantıyı arttırdığını gösteren çalışmalar da mevcuttur [196,197].

Yapılan takip çalışmalarına göre 5 yıl içinde zirkonya altyapılı restorasyonlarda %6-15 arasında üstyapı porseleninde kırılma meydana gelmektedir [198]. 10 yılın sonunda ise görülen sonuç metal altyapılı seramik restorasyonlara kıyasla (%4) oldukça yüksektir [199]. Üstyapı porseleninde görülen bu problemler üretici firmaları tek tabakalı zirkonya restorasyonların üretimine yönlendirmiştir. CAD/CAM sistemleriyle üstyapı porselenine gerek duyulmadan üretilebilen, yeterli estetik ve mekanik özelliklere sahip monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiş ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır [195].

Monolitik zirkonya yüksek mekanik dayanım, antagonist dişte kabul edilebilir düzeyde düşük aşındırma, artırılmış estetik özellikleri gibi avantajları sayesinde son dönemde oldukça tercih edilen restorasyon materyalleri arasındadır. Kısmi olarak itriyum ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu stabilizatör oksit materyale yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya karşı dayanıklılık (2600 °C'ye kadar) kazandırır [151]. Monolitik bloklar CAD/CAM sistemleriyle şekillendirilir. Solid ya da translüsent olmak üzere iki çeşidi bulunan bu blokların yapısı, organik bir bağlayıcı olmaksızın birbiri içine geçen atomlardan meydana gelir [200]. CAD/CAM sistemleriyle üretilmeleri sayesinde karşıt doğal diş veya restorasyonla uyumlu bir kapanış elde edilebilmektedir [201].

Monolitik zirkonyanın diğer seramik restorasyonlardan (çift tabakalı zirkonya, monolitik lityum disilikat, monolitik feldspatik seramik ve metal-seramik) daha yüksek kırılma ve bükülme dayanımına sahip olduğu bilinmektedir [202-206]. Ayrıca doğal dişe çok yakın aşınma direncine sahiptir. Veneer porselen olarak kullanılan seramikler yapılarından dolayı karşıt doğal dişte aşınmaya ve yaşlanmaya uğrarken, monolitik zirkonya gözeneksiz yapısı sayesinde karşıt dişte aşınmaya neden olmaz [155]. Özcan ve ark. [207] yaptıkları çalışmada monolitik zirkonyanın karşıt dişte minimum düzeyde aşınmaya neden olduğunu ve bu aşınmanın zirkonya restorasyonlara göre anlamlı düzeyde olmadığını bildirmişlerdir. Monolitik zirkonyanın aşındırıcı etkisi ile ilgili yapılan çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç; monolitik zirkonyanın karşıt dişte oluşturduğu aşındırmanın doğal dişten daha fazla ve diğer restorasyon materyallerinden anlamlı düzeyde daha az olduğudur [208]. Meydana gelen aşınma materyalin sertliğinden çok yüzey pürüzlülüğü ile ilgili bulunmuştur [209].

Yüksek kırılma dayanımı sayesinde yetersiz interoklüzal mesafe vakalarında kullanım endikasyonuna sahiptir. Kuron restorasyonun oklüzal kalınlığı 0.5 mm hazırlandığında dahi 1.5 mm oklüzal kalınlıktaki monolitik lityum disilikat kuron restorasyonundan daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir. Bu çalışmada ayrıca monolitik zirkonya restorasyonların aksiyal kalınlığının kırılma dayanımı üzerine etkisiz olduğu da bildirilmiştir [203]. Diğer seramik restorasyonlar gibi monolitik zirkonyanın da kalınlığı azaldıkça kırılma ve bükülme dayanımında azalma meydana gelmektedir [204]. İmplantüstü restorasyonlarda da monolitik zirkonya diğer seramik materyallere göre yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Azalan restorasyon kalınlığında dahi yüksek mekanik dayanım göstermeleri sayesinde monolitik zirkonya esaslı restorasyonlar posterior bölgede rahatlıkla kullanılabilir [203,210]. Batson ve ark. [155] yaptıkları çalışmada metal-seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya kuron restorasyonların klinik özelliklerini karşılaştırmışlardır. CAD/CAM sistemleriyle üretilen kuron restorasyonların klinik özellikleri yüksek düzeyde başarılı bulunmuş ve monolitik zirkonya restorasyonlar %80 oranda karşıt dişle oklüzal bir uyumsuzluk göstermediği bildirilmiştir.

Monolitik zirkonyanın bükülme dayanımına sinterleme ısısındaki değişikliklerin anlamlı düzeyde etkisi yoktur. Ayrıca zirkonyanın düşük ısıda bozunma özelliği nedeniyle materyalin yüzey pürüzlülüğü ve monolitik faza geçiş miktarı artmakta ve elastik modülü ve sertliği azalmaktadır [211,212].

Yapılan çalışmalarda aşındırma ve mekanik cila işlemlerinin monolitik zirkonyanın faz dönüşümü üzerinde etkisinin anlamlı olmadığı gösterilmiştir. Kaba aşındırma işlemi sinterlenmiş zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Bu nedenle monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü mekanik cila yapılarak mutlaka azaltılmalıdır. Yüzey pürüzlülüğünün karşıt dişte aşınmalara neden olduğu unutulmamalıdır. Mekanik cila yapılmış monolitik zirkonya yüzeyi; glazürle bitirilmiş yüzey ve üstyapı porselenine göre minede daha az aşınmaya neden olmaktadır [213-216].

Flinn ve ark. [195] 4 farklı markaya ait monolitik zirkonya materyalini yapay yaşlandırma işlemi sonrası karşılaştırmışlardır. Yaşlandırma işlemi bazı markalar için düşük ısı bozunmasını arttırmış, bazı markalar için anlamlı bir düzeyde artış görülmemiştir. Bu nedenle araştırmacılar hidrotermal yaşlandırmanın monolitik zirkonyanın kırılma dayanımını her şekilde azalttığını ve markaların farklı kimyasal içerikleri ve işleme sürecindeki farklı uygulamaları nedeniyle bazı monolitik zirkonya materyallerinin bu işlemde etkilenmediğini belirtmişlerdir.

5.1.2. Porselen Güçlendirme Mekanizmaları

Seramiklerin düşük çekme dayanıklılığı yapısında bulunan mikroçatlaklardan kaynaklanmaktadır. Metal veya porselen kor ile veneer porseleni arasındaki termal genişleme katsayısı farkı, kondansasyon ve fırınlama esnasında porselenin metalle arasında yüksek kontak açısı oluşması, çigneme, abrazyon ve travma kaynaklı çekme gerilmeleri gibi nedenler porselenin yapısındaki mikroçatlakların oluşmasına neden olmaktadır. Gözle görülmeyecek kadar küçük çatlak ve defektler materyalin iç yapısında çekme gerilmeleri meydana getirir. Bu gerilmeler de ilerleyen dönemde materyalin kırılmasına neden olabilir [226].

Seramik materyalleri çekme gerilmelerine karşı daha güçlü hale getirmek için çeşitli güçlendirme metotları geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin temeli dayanıklılığı artırarak mikroçatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemek üzerine kurulmuştur. Kullanılan güçlendirme mekanizmaları şu şekilde sıralanabilir:

- Metal Altyapıların Kullanılması
- Metal Folyolara Bağlanma
- Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması
- Camların Kristalizasyonu
- İyon Değişimi ile Kimyasal Sertleştirme
- Mine ve Dentine Bağlanma
- Yüzey İşlemleri
- Basınç Altında Soğutma
- Sertleştirme Dönüşümü.

Metal Altyapıların Kullanılması: Metal destekli seramik restorasyonlardaki metal ile seramik arasındaki bağlantı son derece dayanıklıdır. Seramik materyaller metal alaşımların dış oksit tabakasına bağlanmaktadır. Klinik başarısı kanıtlanmış metal destekli seramik restorasyonlar günümüzde halen yaygın şekilde kullanılmaktadır [226,227].

Metal Folyolara Bağlanma: Folyo ile güçlendirilmiş restorasyonlar, metal altyapılı sistemlere alternatif olarak geliştirilmiştir. Yapım işlemleri daha kolaydır. Pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmadan yüksek estetikte restorasyonların yapımı mümkündür. Metal altyapı sayesinde iç çatlakların oluşumu minimuma indirilmiştir. Metal altyapı ile seramik arasındaki bağlantı materyali oldukça dayanıklı hale getirir. İlk geliştirilen yöntemde altyapı olarak kalayla kaplanmış platin folyo kullanılmıştır. Daha sonraları metal altyapılara ekonomik açıdan alternatif olarak platinyum alaşım kopingler tanıtılmıştır [226].

Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması (Çekirdek Yapıyı Güçlendirme): Yüksek elastisite ve dayanıklılığa sahip seramik kristalleri, cam faz içinde dağıldığında, oluşan kristal-cam birleşimi sayesinde seramiğin dayanıklılık ve elastikiyetinde artış görülür. Meydana gelen bu sert yapı çatlak ilerlemesini engeller. Materyalin kırılabilirliği da azalır. Alüminayla güçlendirilen kor materyali, feldspatik seramikten iki kat daha fazla eğilme dayanıklılığı gösterir. Bu dayanıklılıktaki artış kristal fazın yoğunluğundan kaynaklanır [218, 219, 225].

Camların Kristalizasyonu: Isı uygulaması esnasında, iç kristallerin büyümesi ve nükleasyonla kontrollü kristalizasyon ile karakterize yöntemdir [218,224]. Kontrollü kristalizasyon cam boyunca eşit olarak dağılan küçük kristallerin oluşumunu sağlar. ısı uygulamasının süresi ve ısı derecesi ile kristallerin sayısı ve büyüklüğü ayarlanabilir [221].

İyon Değişimi ile Kimyasal Sertleştirme: Bu yöntemin amacı seramik yüzeyde düşük ısıda kompresif bir tabaka oluşturarak yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemektir. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka oluşturulmuş olur. Seramik cam, geçiş sıcaklığının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu sıcaklıklarda cam rijit bir yapıdadır. İyonik hareketlerin gerçekleşmesi için yeterli olan bu sıcaklıkta sadece hareketli alkali iyonlar yer değiştirebilir. Seramikteki Na^+ iyonları KNO_3 banyosundaki K^+ iyonlarıyla yer değiştirecektir. Potasyum iyonlarının hacmi sodyum iyonlarından daha büyük olduğundan silikat ağını sıkıştırarak kompresyon oluşturur. Bu sıkıştırılmış bölge çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltır. Çatlakların ilerlemesi için öncelikle baskı gerilimlerini aşmaları gerektiğinden, seramik kırılmadan önce çok büyük yüklenmelere karşı koyabilmektedir [220,222].

Mine ve Dentine Bağlanma: Seramik materyallerin mineye bağlanma dayanımları oldukça yüksektir. Yapılan çalışmalarla dentine olan bağlanma dayanımı gün geçtikçe arttırılmaktadır. Zayıf seramik restorasyonlar mineye bağlanma yöntemiyle önemli ölçüde güçlendirilmektedir. Preparasyon esnasında dişten madde kaldırma ihtiyacı minimum düzeydedir. Seramik restorasyonlar diş yapısına ne kadar iyi bağlanırsa, yapılan restorasyonun dayanıklılığı o derece yüksek olacaktır [218].

Yüzey İşlemleri: Yüzey işlemleri polisaj, glaze, otoglaze, basınç altında soğutma olarak sınıflandırılabilir. Optimum biyolojik uyum elde edilebilmesi için seramik materyallerin yüzey pürüzlülüğü minimuma indirilmelidir. Seramik yüzeyi estetik ve dayanıklılık açısından önemli olduğu kadar karşıt dişte aşınmanın olmaması için de gereklidir. Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanan polisaj işlemi, seramik yüzeyini düzgünleştirerek yüzeylerde gerilim streslerini azaltır. Böylece daha düzgün yüzeylerde yapılacak olan glaze işleminden daha başarılı sonuçlar elde edilebilir. Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze, porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırır ve yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey porözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlar [20].

Otoglaze: Porselen fritinin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde hazırlandığında her porselen cam partikülü aynı sıcaklıkta eriyecektir. Bu durumda porselenin olgunlaşması 1-5 dakika kadar beklenerek otoglaze sağlanabilir.

Overglaze (Glaze): Fırınlanan porselen yüzeyine uygulanan renklendirilmemiş cam tozlarının porselen yüzeyine tabakalar halinde sürülmesi ve uygulandığı porselen materyalin olgunlaşma sıcaklığının altındaki bir sıcaklıkta fırınlanması şeklindeki parlatma yöntemidir.

Polisaj: İnce grenli elmas frezlerle aşındırılarak porselen kuron formu verilir. Daha sonra lastik frezlerle yüzey düzgünleştirilir. Ardından keçe yardımıyla 10-15 µm çapında aşındırıcı granüller içeren özel polisaj patı yüzeye uygulanarak parlatma işlemi sağlanır [20].

Basınç Altında Soğutma: Seramiğin fırından çıkarılmasının hemen ardından basınçlı hava altında soğutulması işlemidir. Yapılan çalışmalarda hava basıncı ortalama 0.34 MPa olarak bulunmuştur. Seramik yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikroçatlakların ilerlemesini engeller ve seramiğin bükülme dayanıklılığını artırır [20].

Sertleştirme Dönüşümü: Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan zirkonya ısıya bağlı olarak farklı kristal fazlarda (monoklinik, tetragonal, kübik) bulunur. Materyalin mekanik özelliklerinden esas olarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sorumludur. Bu dönüşüme dışarıdan uygulanan stresler neden olmaktadır ve dönüşüm sonucunda kristallerin hacminde %3-5 oranında artış meydana gelmektedir. Böylece çatlakların ilerlemesini engelleyen iç stresler oluşur ve çatlak yayılımına karşı materyalin direncinin artmasını sağlar. Bundan dolayı; itriyum ile kısmi stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramikler ve diğer zirkonyayla güçlendirilmiş seramikler, geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösterirler [174].

5.2. Termal Etkiler

Ağız içerisinde meydana gelen sıcaklık değişimleri diş dokularını ve dental restorasyonları etkilemektedir. Ağız içerisine sıcak bir yiyecek alındığında genleşme gösteren dental materyaller, aksi durumda da büzülme gösterecektir. Dentin yapısı ile metal veya metal olmayan dental restoratif materyaller farklı ısı iletkenlik ve ısıl genleşme katsayılarına sahip olduğu için restore edilen dişlerde ısıl stresler oluşmaktadır [228,229].

Sıcaklık değişimleri ile diş dokusu ve restorasyon materyalinin farklı ısıl genleşme katsayılarından kaynaklanan farklı hacimsel ısıl genleşmeler sonucunda artan gerilimler, diş yapısında çatlak ve kırıklara veya restorasyonda marjinal sızıntılara neden olabilir [230]. Bu sebeple farklı ısıl genleşme ve büzülme klinik başarı açısından önem taşımaktadır.

Palmer ve ark. [231] yaptıkları çalışmada ağız içinde gerçekleşen uç sıcaklık değişim değerlerini 0°C ve 67°C olarak göstermişlerdir. Yayınlanan pek çok çalışmada ağız boşluğunun başlangıç sıcaklığı 36-37 °C olarak kabul edilir. Ağız içinde ısıl analizler yapmak ve restoratif materyallerin diş dokularında oluşturduğu etkileri incelemek için yapılan çalışmalarda uç sıcaklık değerlerinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Restorasyonların uzun dönem klinik başarısını ölçmek için yapılan çalışmalarda termal yaşlandırma testleri kullanılır. Termal yaşlandırma testleri ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerini taklit etmeyi amaçlar.

Restorasyonların ağız içinde maruz kaldığı fonksiyona bağlı kuvvetlerin etkisi ve ağız ortamının değişen sıcaklık değerleri (0°C- 67°C) tam seramiklerin retansiyonunu ve kırılma direncini etkilemektedir. Diş dokusu, seramik restorasyon ve adeziv rezin simanın farklı

termal genleşme katsayılarına sahip olması, tam seramik restorasyonların hem mekanik hem de estetik başarısını olumsuz etkileyebilmektedir.

Protetik restorasyonlar ağız içinde sıcaklık değişikliklerinin ve mekanik kuvvetlerin yanında neme de maruz kalmaktadırlar. Zaman içerisindeki nem ve sıcaklık değişimleri seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıyı zayıflatır. Güçlü bir bağlanmanın kaybedilmesi ile post operatif estetik ve mekanik problemler görülmeye başlar [232-234].

Salvio ve ark. [235] yaptıkları çalışmada nemli ortamda bir yıl saklanmış rezin siman ile (RelyX ARC) yapıştırdıkları IPS Empress 2 materyalinin bağlanma dayanımını, nemli ortamda bir gün saklanmış seramik örneği ile karşılaştırmışlar. Bağlantı dayanımında anlamlı derecede kayıp olduğu sonucuna varmışlardır.

Kamada ve ark. [234] seramik yüzeye silan uyguladıktan sonra rezin siman ile bağlantısını incelediklerinde, nem ve termal yaşlandırma ile bağlantının zayıfladığını bildirmişlerdir.

Shinohara ve ark. [236] ise hibrit seramik üzerine farklı silan materyalleri uygulayıp, rezin kompozit yapıştırmışlar ve 10.000 devirde termal yaşlandırma uygulamışlardır. Makaslama bağlanma dayanımını incelediklerinde anlamlı ölçüde azalma gözlemlemişlerdir.

Otoklav yaşlandırma testi ile ağız içinde kullanılan dental materyallerde termal yaşlandırma işleminin uzun dönem etkilerini daha kısa sürede incelemek mümkündür. Otoklav yönteminde 134°C'de 1 saat uygulamanın in vivo koşullarda 3-4 yıla karşılık geldiği söylenmektedir. Ancak bu işlemin materyaller üzerindeki etkisinin agresif olabileceği düşünülmektedir. Isı ve nemin seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıya ve restorasyon üzerindeki etkilerini incelemek için kullanılan in vitro testlerden birisi de termal siklus uygulanarak yapılan yaşlandırma işlemidir [237].

Guarda ve ark. [233] yaptıkları çalışmada IPS E.max seramiklerin rezin siman ile bağlanma dayanımlarını termal yaşlandırma işlemi sonrasında değerlendirmişlerdir. Bağlanma dayanımı değerlerinde belirgin bir azalma gözlemlemişler ve tekrarlayan termal yaşlandırma işleminin suda uzun süre bekletmeye göre yapışma ara yüzeyinde su emilimini arttırdığını bildirmişlerdir. Su emilimindeki artışın materyalin sıkışma ve genleşmesini tetiklenmesiyle oluştuğunu düşünmüşlerdir [236].

Kumbuloğlu ve ark. [238] lityum disilikat seramik ile farklı rezin simanların bağlanma dayanımını 6.000 devirde termal yaşlandırma işlemi uygulayarak değerlendirmişlerdir. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerindeki azalmanın anlamlı düzeyde olmadığını belirtmişlerdir. Farklı self adeziv rezin simanların felspatik ve lityum disilikat seramiklerle bağlantı dayanımının termal yaşlandırma işlemi sonrası incelendiği başka bir çalışmada da makaslama bağlanma dayanımı değerlerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmalarda gözlenen bağlanma dayanımındaki azalmanın, rezin simanın termal yaşlandırma sonrasında mekanik özelliklerinin değişmesinden kaynaklanabileceği düşünülebilir [236,239].

Lenz ve Kessel [240] yaptıkları çalışmada metal altyapılı seramik sistemlerde metal ve seramik arasında meydana gelen rezidüel ısıl streslerin fazla olduğu bölgeleri değerlendirmişlerdir. Yükleme kuvvetlerindeki artış ile metal altyapı ile seramik ara

yüzeyinde kesme tipi kuvvetlerin arttığını, ayrıca çekme tipi streslere karşılık olarak termal basma tipi streslerin tampon görevi gördüğünü bildirmişlerdir.

Küçük [242], sağ üst kanin dişte farklı içerikteki kuronlara 60°C sıcaklık uygulamış ve restorasyonlarda ve dentinde meydana gelen ısısal değişimleri incelemiştir. Çalışmada 5 farklı metal alaşımı ile hazırlanan metal kuronlar ve 7 farklı metal alaşımı ile hazırlanan metal altyapılı seramik kuronlar kullanılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre titanyum döküm kuron restorasyonda sıcaklık değişimi en fazla görülürken, altın döküm kuronlarda en az bulunmuştur. Metal altyapılı seramik kuronlarda ise kıymetsiz metal içerikli (Co-Cr-Mo ve Ni-Cr-Mo) altyapılar en yüksek sıcaklığa ulaşırken, kıymetli metal içerikli (Au-Pt-Pd-Ag, Au-Pd-Ag, Au-Pd, Ag-Pd ve Au-Pt) altyapılar birbirlerine yakın değerlerde sıcaklıklara ulaşmışlardır.

Güngör ve ark. [241] yaptıkları başka bir çalışmada ise alt birinci küçük azı dişinde farklı tam seramik kuron restorasyonlara 15°C ve 60°C sıcaklık uygulamışlardır. Çalışma sonucunda mine ve dentinde oluşan ısısal stresleri incelemişler ve seramikleri oluşturdukları stresler bakımından karşılaştırmışlardır. Çalışmadan çıkarılan sonuçlar şu şekildedir: Isısal yorgunluk için gerilme stresleri, gerilmeden daha etkin durumdadır. Seramik materyalde gerilim stresleri, mikroçatlak varlığında boşlukların büyümesine neden olabilir. Ağız içerisine alınan farklı sıcaklıktaki yiyecek ve içecekler tam seramik restorasyonların ağızda kalma sürelerini etkilemektedir. Tam seramik kuron restorasyonların üretiminde kullanılan materyaller için ısısal stresler önemlidir ve restorasyonların başarısızlığında materyaller ısısal yorgunluk bakımından değerlendirilmelidir.

Zaman içinde tekrarlayan ısısal stresler materyallerin kendi içinde çatlaklara, kırıklara ve kenar sızıntılarına neden olarak klinik başarısızlığa yol açabilmektedir. Isısal stresler restoratif materyallerin ve diş dokularının ısısal genleşme katsayılarının ve ısısal iletkenlik özelliklerinin farklı olması, diş yapılar ve restorasyonların geometrisi, ısısal uyarının ağızda kalma süresi ve uygulanan restorasyon tipi gibi çeşitli faktörlerden kaynaklanabilir. Başarılı bir dental restorasyon elde etmek için bu faktörler göz önünde bulundurulmalı ve materyallerin termal özellikleri mutlaka değerlendirilmelidir.

İki veya üç tabakalı seramik restorasyonlarda ısıtma ve soğutma işlemleri sırasında tabakaların farklı ısısal ve boyutsal davranış göstermeleri sonucunda restorasyonda rezidüel stresler oluşmaktadır. Bu stresler mevcut çatlakların ilerlemesine ve yeni çatlak oluşumuna neden olabilmektedir. Restorasyona bu streslerin yanında fonksiyon esnasında maruz kaldığı kuvvetler de eklendiğinde kırılma riski daha da artmaktadır [243]. Altyapı materyali ile kaplama porseleninin ısısal boyutsal davranışları uyumlu olmalıdır. Geçmiş literatürde posterior bölgede zirkonya altyapılı köprü restorasyonların üç yıllık takip çalışmalarının sonuçlarında %100 başarı yakalanmış, ancak üç yıldan sonra restorasyonların %13'ünde kaplama porseleninin altyapı porseleninden ayrıldığı gözlenmiştir [245,199]. Bu nedenle üretici firmalar altyapı materyali ile uyumlu ısısal boyutsal davranış gösteren kaplama porselenleri üretmeye başlamışlardır [244].

Metal altyapılı sistemlerde ise rezidüel stresler metal ve seramik arasındaki ısısal genleşme katsayılarının farklı olması nedeniyle meydana gelir. Soğuma sırasında metal altyapı seramiğe göre daha fazla büzölmeye uğradığında seramik tabakada hafif baskı stresleri oluşur. Seramiklerin baskı stresleri altında dayanıklılıklarının arttığı, gerilme stresleri altında ise dayanıklılıklarının azaldığı bilinmektedir. Bu nedenle seramik tabakada meydana gelen

hafif baskı streslerinin restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı düşünülebilir [247]. Metal altyapılı seramik sistemlerde metal ve seramik arasındaki ısısal genleşme katsayıları arasındaki farkın $1 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ 'den daha az olması halinde materyal ısısal olarak uyumlu kabul edilebilir [248,249]. Bu durum tam seramik sistemlerde aynı etkiye sebep olmamaktadır. Metalin yerini alan seramik altyapı materyalinin gerilim streslerine maruz kalması sonucunda materyalin dayanıklılığı olumsuz etkilenecektir. Bu yüzden tam seramik sistemlerde altyapı ve kaplama porseleninin ısısal genleşme katsayılarının yakın olması istenir [250,251].

Steiner ve ark. [253], IPS Empress altyapı materyaliyle 9 farklı dentin porseleninin ısısal uyumluluklarını incelemiştir. Yaptıkları çalışmada IPS Empress materyalinden hazırladıkları altyapı üzerine dentin porseleni ile kaplamışlar ve kaplama işlemini porseleni iki aşamada fırınlayarak gerçekleştirmişlerdir. Her aşama sonrası altyapı ve kaplama porselende çatlak oluşumu incelenmiştir. Birinci fırınlama sonrasında altyapı ile kaplama porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayıları farkı $1 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ 'den daha az olan kuron restorasyonlarda çatlak görülmezken, farkın $1.5-1.6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ olduğu kuron restorasyonlarda en az bir çatlak gözlenmiştir.

Manicone ve ark. [136] yaptıkları çalışmada zirkonya altyapı ile kullandıkları kaplama porseleninin ısısal genleşme katsayılarını eşit ve $10.8 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ olarak bulmuşlardır. Shijo ve ark. [252] ise zirkonyanın ısısal genleşme katsayısını $9-12 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Fischer ve ark. [248] serya ile stabilize edilmiş zirkonya/alümina nanokompozit (Ce-TZP/Al) üzerine kaplama porseleni uygulamış ve kaplama porseleninin ısısal özelliklerinin materyalin kırılma kuvvetini etkilediğini söylemişlerdir.

Fischer ve ark. [249] başka bir çalışmada zirkonya ve kaplama porseleninin ısısal boyutsal davranışlarındaki farklılığın restorasyonun makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılığına olan etkisini araştırmışlardır. Restorasyonun makaslama kuvvetlerine karşı yüksek dayanıklılık göstermesi için zirkonya ile kaplama porseleni arasında ısısal genleşme katsayıları farkının yaklaşık 1×10^{-6} olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmaların sonuçları göz önüne alındığında uygulanacak restorasyonların altyapı ve kaplama porseleni arasında ısısal uyumluluk bulunmalıdır. Tam seramik sistemlerde altyapı ve kaplama porseleninin ısısal genleşme katsayıları arasında farkın fazla olması durumunda meydana gelen rezidüel stresler, restorasyonun bükülme dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu olumsuz etkilemektedir. Seramik restorasyonların yapımında birden fazla fırınlama işleminin gerekebildiği ve bu fırınlamalar esnasında tabakaların ısısal ve boyutsal özelliklerinin etkilenebileceği unutulmamalıdır. Günümüzde itriya ile stabilize zirkonya (Y-TZP) ve farklı kaplama porselenleri arasındaki ısısal uyumluluğun daha iyi anlaşılabilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır [254].

5.3. Restorasyonun Simantasyonu

Sabit protetik restorasyonlarda restorasyonun dişe tutunmasını sağlayan simantasyon işlemi klinik başarıyı doğrudan etkiler. Seçilen simanın kimyasal özellikleri restorasyonun ömrünü belirleyen faktörlerdendir [256]. Çinkofosfat, çinko polikarboksilat ve cam iyonmer

simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşme gösterirler. Bu reaksiyon seramik restorasyonlarda yüzey çatlaklarının artmasına neden olur [255].

Sertleşme reaksiyonu gerçekleşmiş çinko fosfat simanın basma ve çekme dayanımı yüksektir (96-110 MPa). Çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu bölgelerde ve uzun köprü restorasyonlarında elastik deformasyona izin vermez. Simanın mekanik özellikleri toz/likit oranından etkilenmektedir. Düşük pH özelliğinden dolayı post-operatif hassasiyete neden olması, yüksek çözünürlük ve zayıf adezyon göstermesi ve sertleşme büzülmesine uğraması gibi nedenlerden günümüzde tam seramik restorasyonların simantasyonunda önerilmemektedir [257,260].

Çinko polikarboksilat simanın biyolojik uyumu ve dayanıklılığı çinko fosfat simanına adezyon kuvvetleri sayesinde diş yüzeyine kimyasal olarak bağlanır. Simantasyon yüzeyinin kuru ve temiz olması bu açıdan önem taşımaktadır. Düşük basma dayanımına (55-85MPa) sahip olduğundan plastik deformasyona uğrar. Bu sebeple çiğneme streslerinin yüksek olduğu alanlarda ve uzun sabit restorasyonlarda kullanımları sınırlıdır [258].

Cam iyonomer siman, çinko fosfat ve polikarboksilat simanlara göre daha yüksek baskı dayanımına (90-230 MPa) sahiptir. Kırılgan özellik gösterir ve reçine simanlara göre çekme dirençleri düşüktür. Dokularla uyumlu ısıl iletkenliğine, antikaryojenik özelliğe ve flor salınımına sahiptir. Dezavantajları olarak erken dönemde yüksek çözünürlük göstermesi, kısa çalışma süresi ve nem hassasiyeti sayılabilir [261]. Tam direncini birkaç günde kazandığından oklüzal yüklere dikkat edilmelidir [258].

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar daha düşük çözünürlük ve daha iyi mekanik özellikler gösterir. Çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlardan yüksek, rezin simanlardan daha düşük baskı ve gerilim dayanımına sahiptir [259]. Yapısında bulunan HEMA molekülleri sebebiyle yüksek su absorpsiyonu gösterir. Bu su emilimine bağlı olarak uzun dönemde kırılmalara neden olabilir [262].

Adeziv reçine simanlar geleneksel simanlara göre daha az mikrosızıntı gösterirler. Bu sebeple daha uzun klinik başarıya sahiptirler. Adeziv reçine simanlar kimyasal yolla, ışıkla ya da dual olarak polimerize olan simanlar olarak piyasada yer almaktadır [264,265].

Kimyasal polimerize olanlar ağız içerisinde zamanla kimyasal değişikliğe uğrayarak amin renklemesi gösterirler. Renk stabiliteilerinin iyi olmaması ve poröz yapıları sebebiyle kullanımları sınırlıdır. Metal destekli sabit protezlerin, postların, opak altyapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler [263].

Işıklı sertleşenler amin renklemesi göstermezler, kontrol edilebilir uzun çalışma süresine sahiptirler ve renk stabiliteileri daha yüksektir [266]. Ancak ışık geçirgenliği düşük olan tam seramik restorasyonlarda yüksek kalınlıklarından dolayı eşit miktarda polimerizasyona uğrayamazlar [267]. Bu durum uzun dönemde stabilizasyonu ve dokuların sağlığını olumsuz etkilemektedir.

Bu iki sistemin dezavantajlarını elimine etmek amacıyla geliştirilen hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen dual-cure simanlar; hem hekime yeterli çalışma süresi verir hem de ışığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyona uğrayarak daha yüksek klinik başarı gösterir [260]. Bu simanlar tam seramik kuron ve köprü protezleri, adeziv kuron-köprü protezleri, ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alümina içerikli tam seramik sistemlerle üretilen inley, onley ve kuron-köprü protezleri, zirkonya ve fiber postların simantasyonunda tercih edilmektedir [268].

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin içerikli yapıştırma simanları geleneksel simanlardan daha başarılı tutuculuk sağlamaktadır [269]. Resin içerikli simanlar diş ile porselen arasında güçlü bir bağlantı oluşturarak seramiğin dayanıklılığını artırır ve daha estetik bir görünüm sağlar [270]. Tam seramik sistemler kullanılarak yapılan protetik tedavilerde estetik ve mekanik başarıyı seçilen porselen materyal kadar materyale uygulanacak yüzey hazırlığı işlemleri ve doğru siman seçimi etkiler.

5.3.1. Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlıkları

Alüminyum oksit ile kumlama, hidroflorik asitle pürüzlendirme, tribokimyasal silika ile kaplama ve lazer uygulamalarıyla mekanik olarak bir hazırlıktan söz edilebilirken, silan uygulaması ile kimyasal bir bağlanma sağlanmaktadır.

Kumlama: Belirli büyüklükteki alüminyum oksit partiküllerinin belirli mesafeden basınç altında bir süre boyunca uygulanması esasına dayanır. Restorasyonun iç yüzeyinde mikroretantif boşluklar oluşturulur. Alümina ve zirkonya restorasyonlarda kumlama işlemleri önerilmez. Yoğun sinterlenmiş alüminaya kumlama uygulandığında mikroretantif boşluklar yerine alümina kristallerinin düzleştiği görülür. Zirkonya restorasyonlara kumlama yapıldığında ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçişin arttığı ve buna bağlı restorasyonun ömrünün kısaldığı bildirilmiştir.

Asit ile pürüzlendirme: Hidroflorik asit (HF), asidik etkisinden ziyade florid ile silikon dioksit arasında meydana gelen yer değiştirme reaksiyonu sonucunda yüzeyde cam faz içinde mikroporöz alanlar oluşturarak mikromekanik bağlantıya katkı sağlar [275]. Hidroflorik asit restorasyonun iç yüzeyini pürüzlendirmek için %2,5-10 arasında değişen konsantrasyonlarda uygulanır. Asitleme süresi yaklaşık 2-3 dakikadır [273]. Asitleme işleminin 4 dakikadan uzun tutulması materyali kırılğan hale getirerek seramik restorasyon ile rezin siman arasındaki bağlanma direncini zayıflatır [271]. Hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi sonrası seramik üzerinde oluşan beyaz tabaka potansiyel kontamine bir tabakadır ve silan işlemi öncesi ultrasonik temizleme cihazı (5 sn), buhar veya alkolle temizlenmelidir [274].

Lazer ile ışılama: Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin kullanımı simanın bağlantı gücünü artırır. Yapılan bir çalışma Er:YAG lazerin restorasyon yüzeyindeki lityum disilikat kristallerinde düzensizlikler oluşturduğunu göstermiştir. Yüzey düzensizliği lazerin gücüyle doğru orantılı olarak artmaktadır [276]. Feldspatik seramikler üzerinde yapılan başka bir çalışmada Er:YAG veya Nd:YAG lazerin yüzeyde hiçbir çatlak oluşturmadan sadece erime ve erozyon oluşturduğu ve buna bağlı olarak bağlantı kuvvetini düşürdüğü görülmüştür. Bu veriler sonucunda lazer ışılama uygulaması ile hidroflorik asit ile pürüzlendirme işleminin kombine edilmesi önerilmektedir [277].

Tribokimyasal silika ile kaplama: Silika ile kaplanmış alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılarak seramik yüzey hem pürüzlendirilir hem de silika ile kaplanır. Restorasyon 250 kPa'da 14 saniye boyunca 110 µm boyutundaki alüminyum oksit partikülleriyle pürüzlendirildikten sonra 110 µm (Rocatec Plus; 3M ESPE, ABD) ya da 30 µm boyutundaki (Rocatec Plus; 3M ESPE, ABD) silika modifiye alüminyum oksit partikülleri ile kaplanması şeklinde gerçekleşir [279]. Bu işlem silan ile kombine olarak uygulandığında seramik ile rezin arasındaki bağlantıyı arttırmaktadır [278]. Bu işlem sonrası cam infiltre alüminada meydana gelen hacim kaybı feldspatik cam seramiğe göre 36 kat daha azdır ve yapılan kaplama işlemi sonrası yüzeyin kimyasal özelliği değişmemektedir. Cam infiltre alüminanın yüzeyinin kaplanması ile 5 yıllık güçlü bir bağlantı olduğu görülmüştür. Yapılan başka bir çalışmanın sonuçlarına göre tribokimyasal silika kaplama işlemi, adeziv reçine siman ile uygulandığında zirkonya ve diş arasında başarısız bir bağlantı oluşmuştur [82].

Silan uygulaması: Silanın içerisinde seramik yüzeyindeki Si-OH ile reaksiyona giren bir inorganik grup ve metakrilat esaslı rezin simanlarla reaksiyona giren bir organik grup bulunur [281]. Silan seramik ile rezin arasındaki bağlantıyı sağlar. Asitlenen yüzeye silan uygulandıktan sonra 5 dakika beklenir ve ardından kurutulur [282]. Oda sıcaklığında kurumaya bırakmak yerine sıcak hava ile kurutmak gerilme dayanımını arttırmaktadır [283]. Yapılan çalışmalarda silan uygulaması sonrası seramik yüzeyinin ıslanabilirliğinin arttığı görülmüştür. Silan tabakasının kalınlığı yaklaşık 10-50 nm olmaktadır. Yüzeye birden fazla kez uygulanmasıyla silan tabakası kalınlaşır ve koheziv kırıklara neden olur [284].

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler değişik içeriklerinden dolayı farklı simantasyon uygulamalarına gerek duyarlar. Örneğin polikristalin seramikler, cam faza sahip olmadığı için asitle pürüzlendirilemezler. Cam faz içeren seramikler asitle pürüzlendirilebilirler. Farklı yapıdaki cam esaslı seramikler değişen oranlarda kristal içerirler. Buna bağlı olarak farklı opasite, ışık geçirgenliği ve renk özelliklerine sahiptirler. Kristal içeriği fazla olanlar daha opak yapıdadırlar ve ışık geçirgenlikleri daha azdır. Dolayısıyla bu yapıdaki materyallerde ışıkla sertleşen simanların polimerizasyonu olumsuz etkilenir [285]. Lee ve ark.'nın [286] yaptığı çalışmaya göre seramik kalınlığı 2 mm'den daha fazla olduğunda rezin simanın polimerizasyonu için üretici firmanın önerdiği süreden daha fazla süre ışık uygulanması gerekmektedir. Seramiğin kalınlığı ve materyalin rengi polimerizasyonu etkileyen en önemli iki faktördür.

Cam seramik restorasyon ve rezin siman arasındaki bağlantı siman kalınlığı arttıkça azalır ve siman içerisinde daha fazla stres birikir. Siman kalınlığı 50 mm'den az olduğunda daha iyi yapışma sağladığı gösterilmiştir [288].

Lityum disilikat tam seramik kuron restorasyonlarının simantasyonunda yapılan çalışmada kimyasal sertleşen rezin simanla cam iyonomer simanın bağlantı kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Çıkarma kuvvetleri karşısında cam iyonomer siman kullanılan kuron restorasyonlar genellikle desimantasyonla ayrılırken, rezin siman grubu genellikle dışın kırılmasıyla ayrılmıştır. Bu çalışmaya göre rezin simanların daha iyi bağlantı kuvvetine sahip olduğu söylenebilir [287].

Cam esaslı seramiklerin simantasyonunda (feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik gibi.) hidroflorik asitle asitleme ya da kuşlama yapıldıktan sonra silan uygulanması önerilir. Silan uygulaması rezin siman ile diş arasındaki mikromekanik bağlantıyı artırır [272].

Polikristalin seramiklerin yüzeyleri asitle pürüzlendirilemediğinden cam seramiklerle kıyaslandığında adeziv rezinler kullanılarak iyi bir bağlantı yakalamak zordur. Bu seramiklerde stabil ve güçlü bir bağlantı sağlamak için MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) içeren simanlar kullanılmalıdır [289]. Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre alümina içerikli seramiklerin simantasyonunda MDP içerikli (Panavia F gibi.) simanların kuşlama yapılmadan uygulanması diğer simanlara kıyasla daha iyi bağlantı sağlamıştır [290].

Zirkonyanın yaşlanma özelliği göz önüne alınarak zirkonya ve rezin simanın bağlanma dayanımının araştırıldığı bir meta analiz çalışmasında; yaşlandırma uygulanmayan koşullarda alümina oksit ile kuşlama ve MDP içerikli rezin siman kombinasyonu en yüksek bağlantıyı sağlarken, yaşlandırma uygulandığında seramik kaplama (selektif infiltrasyon pürüzlendirmesi, glaze teknikleri, seramik liner gibi.) ve MDP içerikli rezin siman kombinasyonu diğer yüzey uygulamalarına kıyasla daha başarılı bulunmuştur [291].

Zirkonya esaslı seramiklerde alüminyum oksit partikülleriyle kumlama tekniği uygulandığında yüzeyde mikroçatlak oluşumu ve hem yüzeyde hem alt tabakalarda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün tetiklenmesi olmak üzere iki önemli sorun ortaya çıkmıştır. Materyalin mekanik özelliklerini zayıflatan bu dönüşümün engellenmesi için üretici firmalar kumlamanın sinterleme öncesinde yapılmasını veya kumlama sonrası tekrar ısıtma işlemi uygulayarak tetragonal faza geri dönmesinin sağlanmasını önermişlerdir [292,293].

Yapılan in vitro çalışmalara göre zirkonya ile rezin siman bağlantısında en etkili yöntem olarak tribokimyasal silika ile kumlama sonrası silan uygulanması ve MDP içerikli siman kullanılması önerilmektedir. Ancak daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır [294,295].

Zirkonya seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel simanlar (çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonmer gibi) da kullanılabilir. Ancak bu simanlar rezin simanlara kıyasla daha kolay sökülebildiğinden yüksek retansiyon gerektiren durumlarda tercih edilmemelidir.

İnley, onley, overley, laminate gibi dışın tüm yüzeylerini kaplamayan, kullanılan simanın retansiyonda etkili olduğu restorasyonlarda rezin simanlar; dayanıklılık, seramiği destekleyip güçlendirme ve adeziv özelliklere sahip olması gibi nedenlerle öncelikli olarak tercih edilir. Resin simanlar geleneksel simanlara göre daha iyi kırılma dayanımı gösterirler. Ayrıca adeziv sistemlerin mine ile bağlantısı dentinle olan bağlantısından daha güçlü olduğundan, laminate veneer gibi sınırları minede sonlanan restorasyonlarda daha iyi marjinal uyum ve bağlantı sağlamaktadır. Böylece sekonder çürük ve marjinal renklenme oluşumu engellenebilir [296].

Yapıştırıcı simanların renk stabilitesi, özellikle yüksek translüsensiye sahip laminate veneer restorasyonlarda estetik görünümü etkileyerek uzun dönem başarıyı belirler [297]. Siman rengindeki değişim komşu dişlerle renk uyumsuzluğuna sebep olarak başarısız bir tedaviye sebep olabilir. Bu durum sonucunda restorasyonun değişmesi gerekecektir [298]. Yapılan in vitro çalışmalara göre dual sertleşen rezin simanlar sadece ışıkla sertleşen simanlara göre daha fazla renk değişikliğine uğrar. Bu durum dual sertleşen rezin simanların otopolimerizasyonunda reaksiyon hızlandırıcı olarak kullanılan tersiyer aminlerin oksidasyonundan kaynaklanmaktadır [299]. Resin simanlarda renk değişikliğine sebep olarak reaksiyona girmemiş çift bağlar, matriksteki monomer içerikleri, doldurucu boyutu ve tipi, su emilimi ve çevresel faktörler gösterilebilir [300]. Yapılan güncel çalışmalarda dual sertleşen rezin simanlarla ışıkla sertleşen simanlar arasında renk stabilitesi bakımından fark olmadığı gösterilmiştir [301,302]. Işıklı sertleşen simanlarda yetersiz polimerizasyon sonucu çözünürlük artar ve restorasyon kenarlarında sızıntılar meydana gelir. Oluşan sızıntılar sonucunda sekonder çürükler, kırıklar, bağlantı başarısızlığına bağlı restorasyon kayıpları görülebilir [303]. Reaksiyona girmeyen monomerler ise pulpada irritasyona ve lokal inflamatuvar reaksiyona sebep olabilir [304].

5.3.2. Adeziv Simantasyon Başarısızlıkları

Resin simanlar 1980'lerde tanıtılan, dişe ve restorasyonun iç yüzeyine bağlanabilen ve restoratif kompozit materyallerin daha az doldurucu içeren veya hiç doldurucu içermeyen halleri olan düşük yoğunluğa sahip simantasyon materyalleridir [308,309]. Ağız sıvılarında düşük çözünürlük gösterirler. Mekanik ve estetik olarak üstün özellikleri ve dişle restorasyon arasında oluşturdukları bağlantıdan dolayı hemen hemen her tür restorasyonun simantasyonunda kullanılabilirler [272,305,311]. Ancak geleneksel simanlara göre daha hassas çalışma tekniği gerektirmektedirler [272,307].

Rezin simanların başarısını etkileyen en önemli faktör bağlanma direncidir. Bağlanma direnci preparasyon derinliğinden, rezin simanın polimerizasyonundan, rezin siman ile adeziv rezin arasındaki uyumsuzluklardan ve simanın fiziksel özelliklerinden etkilenir. Rezin simanın film kalınlığı ve restorasyonun ışık geçirgenliği ise simanın polimerizasyonunu etkiler. Ayrıca uygulanacak simanın seçimi, uygulama tekniği ve saklama koşulları da rezin simanların klinik başarısını etkileyen faktörlerdendir [272].

Simantasyon işlemi sırasında sıvı kontaminasyonu olmayan temiz yüzeyler elde edilmesine dikkat edilmelidir [272]. Rezin simanların yanlış kullanımları sonucunda restorasyonlarda desimantasyon, renk değişimi ve kırılma gibi sorunlarla karşılaşılabilir [271,311]. Adeziv sistemlerin hatalı uygulanması ve yetersiz polimerizasyon dişte pulpal hassasiyete neden olabilir. Fazla simanın iyi temizlenememesinden kaynaklanan artık siman diş eti dokularına ve implantlara zarar verebilir [271]. Bu problemlerle karşılaşılmaması için üretici firmanın önerileri dikkate alınmalı ve dikkatlice uygulanmalıdır.

Simantasyon öncesi restorasyonun iç yüzeyi pürüzlendirilerek bonding için yüzey alanı ve simanın restorasyonu ıslatabilirliği artırılır. Seramik ve kompozit materyaller için air abrazyon, kumlama veya asitleme işlemleri ile yüzey pürüzlendirilir, daha sonra yüzeye silan uygulanır. Silan, rezin simanın organik yapısı ile seramiğin hidroksil gruplarının kimyasal olarak bağlanmasını sağlar [272,313]. Restorasyon yüzeyi silan uygulandıktan sonra ılık hava ile kurutularak donuk hale getirilir. Restorasyon yüzeyinin parlak olması fazla silan olduğunu gösterir. Bu durum bağlantıyı olumsuz olarak etkiler [272]. Restorasyonun tükürük gibi sıvılarla kontaminasyonun engellenmesi için hidroflorik asit sonrası hemen silan uygulanmalıdır. Silan ile yüzey hidrofobik hale getirilir ve sıvı kontaminasyonuna karşı direnç oluşturulur [316].

Rezin simanlar hem diş hem de restorasyona bağlanabildikleri için yüksek sıkışma direnci göstererek çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilirler. Bu sayede cam bazlı feldspatik seramikler gibi kırılma materyallerin kırılma dirençlerinin artmasını sağlarlar [272]. Aynı zamanda yeterli düzeyde eğilme direncine sahip olarak diş ve restorasyon arasındaki kuvvetleri iletebilmelidirler. Siman ile dentinin elastik modülü değerleri birbirine ne kadar yakın olursa diş ve siman arasında o kadar az kuvvet meydana gelir. Böylece restorasyonun stabilitesi artar. Rezin simanlar geleneksel simanlara göre 20 kat daha güçlü ve 130 kat daha sert yapıda olduklarından tam seramik restorasyonlarda ilk olarak tercih edilirler [272].

Rezin simanlar geleneksel simanlara göre daha fazla film kalınlığına sahiptirler [294]. Restorasyonun diş üzerinde daha iyi yerleşebilmesini sağlayarak marjinal açıklıkların azalması, simanın ağız içindeki sıvılara daha az maruz kalması ve polimerizasyon boyunca oluşan büzülme streslerinin azalması için rezin simanların film kalınlığı düşük olmalıdır [293]. Rezin siman kalınlığı ne kadar artarsa seramik restorasyonun bağlanma direnci o kadar azalmaktadır [295]. Ayrıca siman sertleşene kadar yüksek basınç uygulanması önerilmektedir [293].

Restorasyon materyalinin ışık geçirgenliği rezin simanın polimerizasyonunu etkiler. Translüsenslik arttıkça daha etkin polimerizasyon sağlanır. Bu sebeple opak seramiklerin rezin simanlar ile simantasyonunda ışınlama süresi daha uzun uygulanmalıdır [272,291]. Işık kaynağı restorasyona olabildiğince yakın olmalı ve ışık yoğunluğu 800 mw/cm^3 'ten daha az olmamalıdır. Işığın dalga boyu ise rezin simanlardaki kamforokinon moleküllerini etkileyebilmesi için 420-520 nm aralığında olmalıdır. Işınlama süresi üretici firmanın önerdiği miktarda yapılmalıdır. Ancak opak materyallerin simantasyonu esnasında bu süre firmanın önerisinden yaklaşık iki kat daha uzun tutulabilir [272].

Rezin simanlar ağız içi sıvılarda düşük çözünürlük gösterirler. Bu özellikleri ile diğer simanlardan ayrılırlar [271]. Aynı zamanda su absorpsiyonu gösterirler. Su absorpsiyonuna bağlı olarak fiziksel özelliklerinde azalma görülebilir. Rezin simanın kalınlığı arttıkça bu durum daha da artmaktadır. Buna bağlı olarak restorasyonun çiğneme kuvvetlerine karşı direnci azalır ve kırıklar meydana gelebilir [272].

Restorasyonun simantasyonunda hangi simanın kullanılacağı belirlenmesi restorasyonun uzun dönem klinik başarısını etkilemektedir. Siman seçimi yaparken fiziksel, mekanik, estetik özellikleri, uygulama tekniği ve maliyeti göz önünde bulundurulmalıdır [273]. Örneğin diş preparasyonu ile yeterli direncin sağlanabildiği sıvı kontrolü ve artık simanın uzaklaştırılmasının zor olduğu bir durumda öncelikli olarak geleneksel simanlar tercih edilmelidir [271,273]. Ayrıca sement dokusu dentin dokusu kadar rezin simanlarla iyi bağlantı sağlayamadığından, kenar bitim sınırı mine üzerinde olmayan restorasyonlarda rezin simanların kullanımı iyi değerlendirilmelidir [378]. Alümina ve zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda eğer marjinal sınırlar tam olarak görünür değilse rezin simanlarla simantasyon gerekliliği bulunmamaktadır [271].

Seramik materyallerin ışık geçirgenliği arttıkça renk uyumunu ve restorasyonun final rengini yakalamak oldukça zorlaşır. Restorasyonun final rengini prepare edilmiş diş, abutment ve kullanılan siman etkilemektedir. Ağızdaki doğal dişler ile yapılan restorasyonun renk uyumu sağlanamadığında, restorasyonun yeniden yapılması gerekebilir. Rezin simanların renk tonları seramik ile renk uyumunda zorluklara neden olmaktadır [271]. Dede ve ark. [311] aynı tonda ancak farklı markalardaki rezin simanların lityum disilikat seramiklerin optik özelliklerine ve final renklerine farklı etki ettiklerini bildirmişlerdir.

Simantasyon aşamasında fazla simanın yeterince uzaklaştırılmaması biyolojik ve estetik komplikasyonlara sebep olur ve hastanın oral hijyenini olumsuz etkiler [307]. Rezin simanlar polimerizasyon reaksiyonu sonrasında çok fazla sertleştiğinden kalan siman artıklarının döner sistemler kullanılmadan temizlenmesi mümkün değildir. Bu sistemler yumuşak dokularda kanamaya neden olarak simantasyon sonrası komplikasyonlar meydana getirebilmektedir. Artık simanın doğru zamanda uzaklaştırılması çok önemlidir. Yüksek ışık geçirgenliğine sahip tam seramik restorasyonlarda dual-cure rezin simanın temizlenmesi 1-2 saniye ışılandıktan sonra scaler ile yapılabilir. Daha sonra sond ile kontrol edilmelidir. Eğer erken temizlenirse de restorasyon marjinlerinde siman boşluklarının oluşmasına yol açabilir [307]. Işık geçirgenliği olmayan metal ve zirkonya restorasyonlarda ise artık dual-cure rezin simanlar temizlenirken ışığın ulaşmadığı bölgelerde bulunan simanın bütünlüğünün bozulması ve zayıf alanların oluşması söz konusu olduğundan daha riskli bir durum söz konusudur. Bu yüzden bu restorasyonlarda self-cure simanların kullanılması önerilmektedir [271].

Resimantasyon işlemlerinde artık siman varlığında ise rezin simanın dentinle olan bağlantısı zayıflar. Artık simanlar yeni yapılacak simantasyon işlemindeki asit ve/veya primerin infiltrasyonunu ve monomerlerin polimerizasyon reaksiyonunu engellemektedir. Bu duruma engel olmak için artık simanın çok iyi temizlenmesi gerekmektedir. En yaygın kullanılan temizleme metodu smear tabakası ve eski siman artıklarını uzaklaştıran döner sistemlerle pomzayla veya frezlerle temizlemektir [386].

5.4. Optik Özellikler

Doğal dişlerin optik özelliklerini mine ve dentin dokusundan yansıyan, iletilen ve saçılan ışık miktarı belirlemektedir. Tam seramik restorasyonlar yüksek ışık geçirgenlikleri, renkte derinlik sağlamaları ve translüsent yapıda olmaları ile doğal dişe en yakın görünümü sağlayan estetik materyallerdir [22]. Işığı yansıtma özellikleri sayesinde, metal-seramik restorasyonlarda servikal alanlarda oluşan renk problemlerine neden olmazlar. Metal-seramik sistemlerde metal altyapının renginin porselen ile maskelenmesi gerekmektedir. Yeterli miktarda diş kesimi yapılmadığı durumlarda restorasyonun kole bölgesinde aşırı kontur oluşur ve buna bağlı olarak gelişen periodontal problemler görülür. Tam seramiklerde metal destek bulunmadığından ışık dişe kadar ulaşır ve gölgelenmeye neden olmaz [317-320].

Işık geçirgenliği, opalesans özelliği ve floresans özelliği restorasyonun estetiğini etkileyen faktörlerdir. Translüsensi ışığın bir kısmının cisimden geçmesi ve bir kısmının yansınması şeklinde tanımlanırken, bir cisimden ışığın emilmesi ve daha uzun dalga boyunda kendiliğinden yayılmasına floresans denmektedir. Translüsentiği etkileyen faktörler yüzey dokusu, parlaklık, dalga boyu, yarı saydamlık insidansı ve dehidratasyon seviyesi olarak sayılabilir [325]. Seramik materyallerin translüsentlik değeri gün ışığı altında ölçüldüğünde, floresan ve akkor ışığı altında ölçüldüğünden daha az bulunmuştur [324]. Dişin floresans özelliğinin büyük bir kısmını organik yapıyı oluşturan protein içeriği sağlar [326]. Dişlerin gün ışığında beyaz ve aydınlık görünmesi floresans etki sayesinde. Vital dişler yüksek oranda organik içeriğe sahip olduğundan daha canlı ve parlak görünür [325]. Restorasyona daha doğal bir görüntü kazandırmak ve metamerik etkiyi azaltmak için seramiğin yapısına floresans ajanlar eklenmektedir [323]. Opalesans özellik ise bir cismin üzerinden ışık yansıdığı bir renk, içinden geçtiğinde başka bir renk olarak görünmesi şeklinde tanımlanır [325]. Bir cisim üzerine düşen tüm ışığı yansıtarak, kırarak ve absorbe ederek tüketiyorsa, o cismin opalesans olduğundan söz edilebilir. Doğal dişin floresans ve opalesans özellikleri birlikte dişin parlaklığını oluşturur [323]. Dental seramiklerin opalesansı mineninkinden daha düşüktür [324]. Seramik restorasyonların üretimi esnasında opaklık efektinin çok fazla verilmesi, donuk ve cansız bir görüntüye sebep olurken; translüsensi efektinin çok fazla verilmesi ise restorasyonun gri ve koyu renkte görünmesine neden olacaktır [323].

Dental seramik restorasyonların final rengini materyalin tipi ve kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü, alttaki dişin rengi ve kullanılan adeziv simanın renk özellikleri etkilemektedir [331].

Estetik olarak kabul edilen tüm seramik restorasyonların yapısında lösit, lityum disilikat, florapatit gibi kristaller bulunmaktadır. Bu kristallerin kimyasal yapısı, miktarı, boyutu ve şekli seramik sistemlerin optik özelliklerini etkiler. Seramiğin ışık geçirgenliği kristal miktarı ile ters, cam faz miktarı ile doğru orantılıdır. Yani matriks içerisindeki kristal miktarı azaldıkça seramiğin ışık geçirgenliği artmaktadır. Ayrıca kristallerin boyutu ile görünür ışığın dalga boyu (0,4-0,7 μm) arasındaki etkileşim, restorasyonun optik özelliklerini etkiler. Seramiğin yapısındaki kristallerin boyutu, görünür ışığın dalga boyundan büyükse, gelen ışık, kristal yüzeyinden kırılır ve yansıyarak dağılır. Sonuçta restorasyon daha opak görünür [321,322]. Her seramik materyalin kimyasal yapısı o materyale özgü bir optik özellik oluşturur.

Seramik materyalin kalınlığında yapılan küçük değişiklikler restorasyonun renk özelliklerini etkilemektedir. Materyalin tipine bakılmaksızın, seramik kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliği azalır. Bu durumun aksine seramik kalınlığı azaltıldığında materyalin ışık geçirgenliği artacak, rezin simanın ve alttaki dişin rengi önemli hale gelecektir. Yapılan çalışmalara göre kanal tedavili renklenmiş bir dişin restorasyonunda kullanılacak seramiğin kalınlığı, alttaki dişin rengini maskeleyerek için yeterli değilse alttaki dişin rengini yansıtacak ve istenmeyen estetik problemlere neden olacaktır [332]. Bu nedenle seramik kalınlığı azaldıkça, restore edilen dişin rengi daha önemli hale gelmektedir [324]. Seramik altyapı ve kaplama porselenin kalınlıkları arasındaki oran restorasyonun final rengini etkileyen diğer faktörlerdendir. Alümina altyapılı seramik restorasyonlarda materyal kalınlığının 0.7 mm olması, dentin renginin maskelenmesi için yeterli olduğu bildirilmiştir [335]. IPS Empress materyalinde ise dentin renginin maskelenmesi için fasial yüzde 2 mm restorasyon kalınlığı gerekmektedir [336].

Işık pürüzlü yüzeylerden düzensiz bir şekilde yansıyarak dağılır. Bu nedenle pürüzlü bir yüzeye gelen ışık, seramiğin final renginde istenmeyen değişikliklere neden olabilir. Seramik materyaller glazür işlemleri sayesinde pürüzsüz bir yüzey haline getirilir. Hem estetik hem de plak retansiyonu açısından seramiğin olabildiğince pürüzsüz bir yüzeye sahip olması gerekmektedir. Yüzey pürüzlülüğü estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonların final renginde önemli faktörlerden birisidir [334].

Materyalin tipi kadar önemli bir diğer faktör kullanılan adeziv simanın özellikleridir. Adeziv rezin simanlar, bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) rezinin çeşitli oranlarda inorganik doldurucu partiküllerle güçlendirilmesiyle oluşan akışkan kompozitlerdir [262,339]. Kompozit rezin simanlarla yapıştırılan restorasyonların renkleri simantasyon sonrasında bir miktar koyulaşabilir [337]. Zaman geçtikçe dual-cure rezin simanlarda amin renklemesi meydana gelebilir. Estetik beklentinin yüksek olduğu restorasyonlar için bu simanların renk stabiliteyi yeterli değildir. Bu tür sorunlarla karşılaşmamak için restorasyon materyalinin kalınlığını da göz önüne alarak, ışıkla polimerize olan simanların tercih edilmesi önerilebilir [8]. Farklı firmalara ait çeşitli seçeneklerdeki ışık geçirgenliği ve value değerlerine sahip adeziv simanlar, çok ince tasarlanmış restorasyonlarda final rengini etkileyecektir. Yüksek value değerine sahip rezin simanlar ile restorasyonun rengi açılabilirken, düşük value değerine sahip olanlarla restorasyonun rengi koyulaştırılabilir [340]. Simantasyon sonrasında oluşturulacak rengi planlamak ve daha önceden görebilmek için her firmanın kendi materyaline ait deneme pastaları bulunmaktadır. Hem hastanın hem de hekimin final rengi hakkında fikir yürütebilmesi için deneme pastalarının kullanımı büyük önem taşımaktadır [341].

Heffernan ve ark. [60] seramik materyallerin göreceli olarak translüsensilerini karşılaştırmışlardır. En fazla translüsensi gösteren seramik grubu olarak In-ceram Spinell'i bildirmişlerdir. In-ceram Spinell'i sırasıyla IPS Empress, Procera AllCeram, IPS Empress 2, In-ceram Alümina ve In-ceram Zirconia takip etmektedir. Metal alaşımlara en yakın In-ceram Zirconia bulunmuştur. Çalışma sonuçlarına göre In-ceram Spinell, IPS Empress ve IPS Empress 2 yüksek ve orta seviyede translüsensi gerektiren vakalarda, Procera AllCeram orta seviyede translüsensi gerektiren vakalarda, In-ceram Alümina ve In-ceram Zirconia ise opak doğal dişlerde ve posterior bölgede estetiğin önemli olmadığı vakalarda kullanımı önerilmiştir [329].

Şen ve Us [330] yaptıkları çalışmada beş farklı monolitik CAD/CAM materyalinin translüsens değerlerini incelemişlerdir. Translüsens değerlerini büyükten küçüğe şu şekilde sıralamışlardır: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, rezin nanoseramik, feldspatik seramik, lityum disilikat seramik, polimer-infiltrate ağ yapılı seramik. Barizon ve ark. [331] ise seramik materyallerin translüsens değerlerini geleneksel feldspatik, preslenen feldspatikler, lösitle güçlendirilen seramik, millenen feldspatikler ve lityum disilikat seramik, preslenen lityum disilikat seramik, polikristalin zirkonya şeklinde sıralamıştır. Ayrıca translüsens değerini seramiğin renginden çok kalınlığının etkilediğini işaret etmişlerdir.

Karaokutan ve ark. [342] feldspatik seramik, rezin nanoseramik ve lösit cam seramik olmak üzere 3 farklı inley restorasyonun hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrası renk stabiliteğini incelemişlerdir. Resin nanoseramik en fazla renk değişimine uğrayan restorasyon materyali olarak bulunmuştur. Feldspatik ve lösit cam seramik materyallerde meydana gelen renk değişimleri anlamlı düzeyde bulunmamıştır.

Öztürk ve ark. [343] preslenen lityum disilikat ve lösit seramikler üzerinde farklı resin simanların renk farklılıklarını ve opasitelerini karşılaştırmışlar ve resin simanın renginin opasite üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre lösit cam seramiğin translüsentlik değeri, preslenen lityum disilikat cam seramikten daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlara paralel olarak Awad ve ark.'nın [344] yaptığı çalışmada lityum disilikat seramik, lösit cam seramikten daha düşük translüsens göstermiştir.

Stawarczyk ve ark. [345] çeşitli seramik CAD/CAM materyallerini, lityum disilikat ve lösit cam seramikleri 14 gün boyunca çeşitli boyama solüsyonlarında bekleterek meydana gelen renklenmeleri karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre cam seramikler, seramik CAD/CAM materyallerden daha düşük renklenme gösterirler.

Lityum disilikat kristaller düşük kırılma indisleri nedeniyle yüksek translüsent özellik gösterir [345]. Chaiyabutr ve ark. [332], lityum disilikat materyalinin diş, siman rengi ve seramik kalınlığına göre değişen translüsentlik değerlerini incelemişlerdir. Parametreler arasında diş renginin en fazla renk değişikliğine neden olduğunu ve seramik kalınlığının veya siman materyalinin opasitesinin artmasıyla meydana gelen renk değişikliğinin anlamlı ölçüde azaldığını bildirmişlerdir.

Acar ve ark. [348] farklı kalınlıklarda (0.5, 0.7 mm ve 1, 1.2 mm) lityum disilikat materyalinin ısı işlem sonrası kahve solüsyonunda gösterdiği renk değişimlerini test etmişlerdir. Lityum disilikat materyali test edilen diğer materyallere göre en yüksek renk stabilitesine sahiptir. Bu çalışmada test edilen kalınlıklarda materyalin gösterdiği renk değişimi klinik olarak algılanamaz bulunmuştur. Ek olarak Kang ve ark. [349] kor ve veneer kalınlığının lityum disilikat seramik restorasyonların rengi üzerinde etkili olduğunu ve kor kalınlığı azaldıkça meydana gelen renk değişiminin arttığını bildirmişlerdir.

Soygun ve ark. [350] 3 farklı ağız yıkama solüsyonunda lösit cam seramik, lityum disilikat cam seramik ve rezin nanoseramik materyallerinin uğradığı renk değişimlerini karşılaştırmışlardır. Resin nanoseramik materyal en fazla renk değişikliğine uğrarken, lityum cam seramik en az renk değişikliği gösteren materyal olmuştur. Ayrıca alkol oranı düşük olan ağız yıkama solüsyonlarının daha az renk değişikliğine sebep olduğu bildirilmiştir.

Dental seramiklerin gelişmesiyle resin ve seramik materyallerin olumlu özellikleri bir araya getirilerek resin esaslı seramik materyaller piyasaya sunulmuştur [351]. İyi kenar

uyumu, kolay işlenebilme özelliği ve daha az kırılğan yapıda olmaları avantajları arasında sayılabilir. Bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk özellikleri üzerine bitirme işlemlerinin etkisi ile ilgili çalışmalar mevcuttur. Ancak rezin seramik materyallerin ışık geçirgenlikleri ile ilgili literatürde az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Rezin nanoseramik ve polimer infiltre ağ yapılı materyallerin ışık geçirgenlikleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Cerasmart, en yüksek ışık geçirgenliğine sahip rezin materyaldir. Lava Ultimate seramik materyali Vita Enamic'e göre daha düşük ışık geçirgenliğine sahiptir (Cerasmart > Vita Enamic > Lava Ultimate) [352].

Cerasmart'ın yüksek ışık geçirgenliği, düşük dolduruculu olması nedeniyle ışık penetrasyonuna daha kolay izin vermesiyle açıklanabilir [354]. Zirkonya içeren kor materyalleri daha düşük translüsensi göstermektedir [355]. Lava Ultimate rezin nanoseramik içeriğinde zirkonya doldurucuların bulunması, materyalin en düşük ışık geçirgenliğine sahip olmasına neden olmuştur [354].

Hibrit seramiklerin translüsensi özellikleri üzerine yüzey işlemlerinin etkisiyle ilgili Eğilmez ve ark. [356] yaptıkları çalışmada, farklı parlatma yöntemlerinin rezin nanoseramiklerin yüzey parlaklığını ve ışık geçirgenliğini etkilediğini bildirmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada seramik restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi için tek bir parlatma yöntemi yerine farklı seramikler için farklı parlatma yöntemlerinin kullanılması önerilmiştir [354].

5.4.1. Zirkonyanın Optik Özellikleri ve Karşılaşılan Başarısızlıklar

Zirkonyanın translüsensi özelliği; materyal yüzeyine gelen ışığın büyük oranın saçılması, sadece bir kısmının materyalden geçmesi olarak tanımlanabilir. Materyalin yapısındaki kristal miktarı, türü, parçacıkların büyüklüğü, sinterleme sıcaklığı, sinterleme işlemi sırasındaki atmosfer koşulları ve ısıtma yöntemleri materyalden emilen, yansıyan, iletilen ışığın miktarına etki eder [354]. Polikristalin parçacıklar, seramik materyallerin yapısına dayanıklılığı arttırmak için katılır. Ancak bu kristal parçacıkların homojen yapıda olmamaları ve farklı kırılma indislerine sahip olmaları materyalin translüsensi özelliğini azaltmaktadır [354]. Bu nedenlerden dolayı zirkonya, üzerine gelen ışığın büyük bir kısmını yansıttığı için opak yapıdadır. Restorasyonun sinterleme sıcaklığı ve kullanılan ısıtma yöntemi, zirkonyanın yoğunluk ve gözenekli yapısını etkilediği için materyalin optik ve mekanik özelliklerini doğrudan etkileyen faktörlerdendir [358].

Opak özellikteki materyalin estetik özelliklerini arttırmak için zirkonya veneer seramiği ile kaplanmaktadır. Ancak veneer seramiğinde meydana gelen chipping problemleri zirkonyanın klinik başarısını olumsuz etkilemektedir [211]. Bu problemin önüne geçebilmek için günümüzde monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı artmıştır.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin (ZLS) mikroyapısı homojen iğne şekilli kristallerden oluşur. Bu materyallerde zirkonyanın yüksek mekanik özellikleriyle cam seramiklerin estetik özelliklerinin bir araya getirilmesi amaçlanmıştır. Lityum silikat matrikse %10 oranında eklenen zirkonya materyale daha küçük silikat kristalleri sağlamaktadır. ZLS cam seramikler %40-50 oranında kristal faz içerir. Bu oran lityum disilikat cam seramiklerden (%70) daha düşüktür. ZLS cam seramik materyaller geleneksel lityum disilikat cam seramiklerden daha yüksek cam içeriğine ve daha yüksek ışık

geçirgenliğine sahiptir [344,360,361]. Şen ve ark., Awad ve ark. ve Caprak ve ark.'nın [329,344,363] yaptıkları CAD/CAM materyallerinin translüsenliği değerlerini incelediği çeşitli birçok çalışmada ZLS cam seramik en yüksek translüsenliği değerlerini göstermiştir. Bu özelliğin lityum silikat cam matrisinde yer alan homojen yapıdaki küçük silikat kristallerinden (0.5 µm) kaynaklandığı düşünülmüştür. Subaşı ve ark. [364] yaptığı çalışmalarda ZLS cam seramikler farklı materyal kalınlıklarında anlamlı ölçüde renk değişimi göstermiştir.

Geleneksel itriya tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) zirkonya seramikler sertlik, aşınmaya karşı direnç ve yüksek doku uyumluluğuna sahiptir [365]. Ancak Y-TZP opak özellikte ve donuk beyaz renkte olduğundan, ışık geçirgenlikleri cam seramiklerden daha düşüktür [366,367]. Y-TZP zirkonya restorasyonların yüksek opaklığı tetragonal fazda tanecikler içinde farklı kristalografik yönlerde ışık kırılmasının meydana gelmesiyle oluşur [368-371]. Yüksek opasite gösterdiklerinden dolayı estetik beklentinin yüksek olduğu anterior bölgede kullanımları tercih edilmez. Daha translüsent özellikteki monolitik zirkonya bu tür problemler için geliştirilmiştir [372]. Y-TZP zirkonya restorasyonların yüzeyinde meydana gelen gözenekler, safsızlık, defektler ve tanecik sınırlarından kaynaklanan ışığın dağılması; materyalin ışık geçirgenliğini etkiler. Gözeneklerin ışığın dağılması üzerinde etkilerini gösteren çeşitli çalışmalar literatürde yer almaktadır [372-375]. Düşük gözenek miktarı ve gözenek boyutlarının 200-400 nm aralığında olması ışık geçirgenliğini anlamlı ölçüde azaltmaktadır. Sinterleme süresi ve sıcaklığında artış (1.350-1.500°C) materyalin yoğunluğunu artırarak yapısındaki defekt ve porözitelerin azalmasına neden olur. Bu durum homojen bir kristal yapı oluşturur ve translüsenliği olumlu etkiler [336,383,384]. Ancak aşırı uzun sinterleme süresi ve yüksek sinterleme sıcaklıkları gözenek boyutlarını arttırdığı bildirilmiştir [372]. 50 nm'den büyük gözenekler yüksek oranda saçılmaya uğrayarak ışık iletiminin azalmasına neden olur [384].

Işık geçirgenliğini etkileyen diğer faktörler ise restorasyonun kalınlığı ve rengidir [377]. Bazı çalışmalara göre Y-TZP zirkonya restorasyonların kalınlıklarının 1 mm veya daha kalın olduğu durumlarda materyalin opaklığı artmaktadır [373,374]. Zhang ve ark. [372] zirkonya restorasyonların ışık geçirgenliklerini arttırmak için yaptıkları çalışmalarda zirkonyanın yoğunluğunun artırılmasının ve alümina ile sinterlemenin yapılmamasının restorasyonların translüsentliklerini önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir. Zirkonya 0.5 mm'den daha ince olduğunda kırılmaya yatkınlığı ve 0.75 mm'den kalın olduğunda artan opasitesi nedeniyle monolitik zirkonyanın 0.5-0.75 mm aralığında klinik kullanımı önerilmektedir [385]. Ek olarak yeni translüsent Y-TZP materyallerin 0.5 mm'den kalın olduğu durumlarda renk değişikliğine uğradığını ve ışık geçirgenliğinin azaldığını söyleyerek 0.5-1 mm aralığında optimum mekanik ve estetik performans gösterebileceğini düşünmüşlerdir [372]. Malkondu ve ark. [384] monolitik zirkonyanın kalınlığının 1 mm'den 0.6 mm'ye düştüğünde ışık geçirgenliğinin anlamlı ölçüde arttığını göstermişlerdir.

Monolitik zirkonya yapısında bulunan atomlar organik bir bağlayıcı matris bulunmaksızın birbirleri içine geçmektedir. Opak ve translüsent zirkonya olmak üzere iki ayrı grupta sınıflandırılabilir. Translüsent monolitik zirkonyanın yapısında küçültülmüş zirkonyum dioksit partikülleri bulunur. Bu partiküllerin koloidal işlem altında uygun bir bağlayıcı ajanla birleştirilmesiyle materyalin yapısındaki gözeneklerin azaltılması amaçlanır. Yüksek translüsenliği özelliği sayesinde yüksek estetik beklenen restorasyonlarda kullanılabilir. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda yüksek translüsenliği için kübik zirkonya kullanılmaktadır. Opak zirkonya ise %2-3 mol itriya (Y₂O₃) ile stabilize edilmiş zirkonya formudur. Yüksek

bükülme dayanımı özelliği sayesinde arka bölge restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir [377-381].

Gün geçtikçe popülaritesi artan kübik zirkonyanın estetik restorasyonlar için optimum ışık geçirgenliğine sahip olduğu düşünülmektedir. Kübik zirkonyanın ışık geçirgenliği tetragonal fazın çıkartılması ile arttırılmıştır. Optik olarak tetragonal taneciklerden (anizotropik) farklı olan kübik tanecikler (izotropik) sayesinde Y-TZP seramik materyallerde yüksek saçılma sorunu azaltılmıştır [364,389]. Baldissara ve ark. [381] molar kuron restorasyonlarda kübik zirkonya ve geleneksel lityum disilikat cam seramiklerin optik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, kübik zirkonya kuronların lityum disilikattan daha yüksek translüsensiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bu materyallerle çeşitli renklendirme yöntemleri kullanılarak istenen renkte bir restorasyon elde edilebilir. Monolitik zirkonya üretimi önceden renklendirilmiş bloklar halinde veya sonradan renklendirilerek yapılabilir. Kullanılan renklendirme solüsyonları seramiğin mikroyapısını ve dokusal özelliklerini etkilemektedir. Subaşı ve ark. [382] veneerlenmiş ve monolitik zirkonya seramiklerin önceden boyanmış ve dıştan boyanan formlarını renk stabiliteyi açısından karşılaştırmışlardır. Monolitik zirkonyanın veneerlenen zirkonyadan daha translüent özellikte olduğunu ve dıştan boyanan zirkonyanın önceden renklendirilen zirkonyaya göre daha fazla renk değişimi gösterdiğini açıklamışlardır. Ancak Kyrana ve ark. [383] yaptıkları çalışmada sonradan renklendirilen monolitik zirkonyanın renk stabilitesinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Yapılan başka çalışmalarda zirkonyanın translüsensi özelliğinin renklendirme işlemlerinden kolayca etkilenmediği savunulmuştur [32,390]. Buna karşın benzer tanecik boyutlarında renklendirilmiş ve renklendirilmemiş zirkonyaların karşılaştırıldığı ve translüsensinin azaldığını ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur [73,103]. Renklendirme işleminin translüsensiyi etkilememesi için solüsyonun renklendirici içeriğinin belirli sınırlar içinde ayarlanmış olması ve bekletme süresinin aşılması önerilebilmektedir [105,136].

5.5. Materyalin Biyouyumluluğu

İnsan vücudu içerisine yerleştirilen ve biyolojik sistemle etkileşim halinde olan cansız materyallere biyomateryal denir. Ağız içerisinde uygulanan dental materyaller, biyomateryallere örnek olarak verilebilir [202].

Biyouyumluluk ise bir materyalin uygulandığı alanda uygun bir konak cevabı oluşturabilme yeteneği olarak tanımlanır. Materyale biyouyumlu diyebilmek için bu üç faktör arasındaki etkileşimin uyumlu bulunması gerekmektedir: konak, materyal ve materyalden beklenen fonksiyon [217].

Hiçbir materyalin inert özellik göstermediği günümüze kadar bilim adamları tarafından desteklenmiş bir yargıdır. İntert kelime karşılığı olarak reaksiyona girmeyen, durağan anlamındadır. Canlı bir dokuya bir materyal yerleştirildiğinde, doku ile materyal arasında biyolojik cevaplarla sonuçlanan etkileşimler meydana gelir. Bu etkileşimler materyal ve konak arasında birbirinden bağımsız olarak oluşur. Materyalin durgunluğu bu tür etkileşimlerin oluşmadığını tanımlar [202,217,246].

Vücut yaşlanma, hastalık gibi sebeplerle değişikliğe uğrarken, materyal de korozyon, yorgunluk gibi değişiklikler gösterir. Zaman içerisinde değişen koşullara bağlı olarak materyal ve canlı doku arasındaki etkileşimler de sürekli olarak değişir. Bu yüzden vücudun bir materyale gösterdiği cevap dinamiktir. Bu durumda biyouyumluluk statik değildir, aksine sürekli devam eden dinamik bir süreci tanımlar. Bir materyalin biyouyumluluğunu bileşenlerinin kimyasal ve fiziksel yapısı, materyalin yüzey özellikleri, materyalle temas edecek canlı dokunun yerleşimi ve özellikleri, temas süresi gibi faktörler etkiler [217].

Dental seramikler diğer protetik materyallerle karşılaştırıldığında biyolojik olarak yan etki görülme oranının düşük olduğu görülür [280]. Tam seramiklerin sitotoksitesite özelliklerinin değerlendirildiği sınırlı sayıdaki çalışmada genel olarak seramiklerin biyouyumlu materyaller olduğu bildirilmiştir [306,346,357,359,362]. Toksik olduğunu belirten bazı çalışmalar da bulunmaktadır [327,369,378].

Pera ve ark. [306] In-Ceram, Cergo, IPS Empress II, Cercon ZrO₂ ve Finesse All Ceram tam seramiklerin sitotoksitesitesini saf titanyum ile karşılatırmışlardır. Bu materyaller incelendiğinde hiçbirinin sitotoksik olmadığı ve Cercon'un en düşük sitotoksitesiteye sahip olduğu sonuçlarına varılmıştır.

Saf titanyum, dental altın alaşımı, Co-Cr alaşımı ve feldspatik seramiklerin insan kaynaklı gingival fibroblastlar üzerindeki sitotoksitesitesinin değerlendirildiği bir çalışmada titanyum sitotoksik bulunmazken, Co-Cr alaşımının anlamlı düzeyde sitotoksitesite gösterdiği görülmüştür. Altın alaşımı ve feldspatik seramikte görülen sitotoksitesite anlamlı bulunmamıştır. Geçen 120 saatin sonunda Co-Cr haricinde diğer materyaller sitotoksik etki göstermemişlerdir [314].

Başka bir çalışmada osteoblast benzeri hücrelerin zirkonya-alümina seramik ve saf titanyuma karşı biyolojik yanıtları incelenmiştir. Seramiğin titanyumla bezer ya da daha iyi biyolojik yanıt oluşturduğu görülmüştür [310].

Raffaelli ve ark. [359] Lava CAD/CAM sistemiyle hazırladıkları zirkonya disklerin sitotoksitesiteselerini in vitro olarak araştırmış ve zirkonyanın biyouyumlu bir materyal olduğunu bildirmişlerdir.

Messer ve ark. [315] Vita Omega, Duceragold, Stylepress, IPS Empress 2 ve IPS Empress 1 olmak üzere beş farklı dental seramiğin hücresel mitokondrial enzimler üzerine etkisini in vitro olarak incelemişlerdir. Dental seramik materyallerin biyolojik etkilerinin benzer olmadığı sonucuna varmışlardır. Bu materyaller arasında IPS Empress 2'nin hücre proliferasyonunu anlamlı ölçüde baskıladığı ve en toksik olduğunu bildirmişlerdir. Diğer seramiklerde çoğunluğun hücre proliferasyonunu orta derece baskıladıklarını eklemişlerdir.

Özen ve ark. [362] In-ceram alüminanın sitotoksitesitesini değerlendirmişler ve In-ceram alüminanın sitotoksik bir materyal olmadığını bildirmişlerdir.

Brackett ve ark. [327] iki frezelenen (Zn içermeyen ve %8 ZnO içeren) ve üç preslenebilen (ZnO içermeyen-Empress 2, %8 ZnO içeren standart presleme, %8 ZnO içeren deneysel presleme) beş farklı lityum disilikat içeren tam seramiğin sitotoksitesiteselerini incelemişler, frezelenen ve preslenebilen seramiklerin toksik etkileri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Tüm lityum disilikat materyallerin %50-70 oranında hücresel

mitokondriyal aktiviteyi baskıladığını ve ZnO içeriğinin uzun dönemde toksisiteyi arttırabileceğini, bununla ilgili daha fazla çalışma yapılması gerektiğini eklemişlerdir.

Farklı tam seramik altyapı materyallerinin (In-ceram Alümina, In-Ceram Zirkonya, Turkom Cera, Finesse, Zirkonzahn, IPS E.max) insan kaynaklı gingival fibroblast hücreleri üzerinde sitotoksik etkilerinin incelendiği başka bir çalışmada; IPS E.max'ın en toksik, Zirkonzahn'ın ise en az toksik materyal olduğu görülmüştür [328].

Farklı içeriğe sahip ve farklı şekillerde üretilen seramik materyallerin ve zirkonyanın sitotoksik etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda, zirkonyanın en az sitotoksik gösteren seramik materyal olduğu bildirilmiştir. [315,327,328].

Zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramiklerinin biyouyumluluklarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, iki materyal grubu arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiş ve bu iki materyalin de biyouyumlu olduğu gösterilmiştir [333].

İncelenen çalışmalar ve literatürler seramik materyallerin sitotoksik etkilerinin olmadığını ya da çok az olduğunu, farklı içerikteki seramiklerin hücresel düzeyde farklı biyolojik yanıtlar oluşturabileceğini, zirkonyanın titanyum materyal ile benzer biyouyumlulukta olduğunu göstermiştir. Ek olarak Finesse ve Zirkonzahn'ın biyouyumlu materyaller olduklarını ve IPS E.max'ın biyouyumlu bir materyal olmadığını söylemektedirler.

Gelecekte yapılacak çalışmalar gösterilen sitotoksik etkilerin sebebinin anlaşılabilmesi için tam seramik materyallerin kimyasal karakterini içermelidir. Böylece tam seramik materyallerin biyolojik yanıtları tam olarak anlaşılabilir ve daha iyi biyolojik özelliklere sahip tam seramiklerin geliştirilmesine olanak sağlanabilir.

5.5.1. Tam Seramik Sistemlerde Görülen Biyolojik Komplikeasyonlar

Tam seramik restorasyonlarda yapılan takip çalışmalarında altyapı veya üstü yapı porselen kırığı gibi teknik komplikeasyonların yanında birtakım biyolojik komplikeasyonlar da bildirilmektedir. Diş destekli tam seramik restorasyonlarda meydana gelen biyolojik komplikeasyonlar dişte vitalite kaybı, kök kırığı, sekonder çürük ve tekrarlayan periodontal problemler sonucu restorasyonun kaybı olarak sayılabilir. İmplant destekli restorasyonlarda ise en sık yumuşak doku komplikeasyonları ve periimplantitisle karşılaşmaktadır [379]. Ioannidis ve ark. [388] 10 yıllık takip çalışmalarında en sık karşılaştıkları biyolojik komplikeasyonu destek dişte meydana gelen vitalite kaybı olarak bildirmişlerdir. Bu durumun sebebi olarak posterior bölgede diş preparasyonu esnasında aşırı miktarda madde kaldırılmasına dayalı olduğunu düşünmüşlerdir. Daha az sıklıkta destek dişte sekonder çürük ve kök kırığı ile karşılaşmışlardır.

Nicolaisen ve ark. [387] metal altyapılı seramik ve zirkonya içerikli tam seramik restorasyonların üç yıllık klinik sonuçlarını karşılaştırdığında, her iki grupta da %100 oranında sağkalım elde edilmiş ve her iki grupta da en sık görülen komplikeasyon olarak alt ve üstü yapı arasında kopma olduğu, biyolojik komplikeasyon görülme oranının nadir olduğu (1 tane radyografik apikal lezyon varlığı) görülmüştür.

Chaar ve ark. [338] yaptıkları 10 yıllık takip çalışması sonucunda %19,2 oranında vitalite kaybı ve sekonder çürük ile karşılaşmışlardır. Bu oranın zirkonya ile ilgili yapılan

çalışmalarla uyumlu olduğunu fakat lityum disilikat tam seramik ve geleneksel metal-seramik restorasyonlardan fazla olduğunu söylemişlerdir. Bunun sebebi olarak zirkonya altyapılı protezlerin diş preparasyonu sırasında diğer restorasyonlara göre daha fazla madde kaldırılması gerektiği ve buna bağlı biyolojik komplikasyon oranının arttığını düşünmüşlerdir.

Batson ve ark. [155] metal-seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya kuronların klinik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada monolitik zirkonyanın %80 oranında karşı bölge ile hiçbir oklüzal uyumsuzluk göstermediğini bildirmişlerdir. Ayrıca; monolitik zirkonya kuronların gingival marjin uyumları değerlendirildiğinde, yeterli olduğu görülmüştür.

Protezlerin kaybedilmesinde en önemli sebeplerden biri olarak marjinal uyumsuzluğa bağlı sekonder çürüklerin oluşması verilebilir. Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte bu problem giderek azalmaktadır. Bu konuyla ilgili daha fazla güncel çalışmaya gereksinim vardır.

6. SONUÇ

Tam seramik sistemler doğal dişe en yakın renk ve ışık geçirgenliğine sahip olmaları nedeniyle dental restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Seramiklerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle klinikte kullanımları giderek artmaktadır. Ancak seramiğin kırılma olma restorasyonun direncini ve mekanik dayanımını olumsuz etkilemektedir. Seramiğin güçlendirilmesi için birçok çalışma yapılmış ve günümüzde önemli ölçüde başarılar elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonların başarılı ve uzun bir klinik ömre sahip olması için materyalin dayanıklılığını tehlikeye düşürebilecek faktörler tedavinin her aşamasında göz önünde bulundurulmalı ve elimine edilmelidir.

Tam seramik restorasyonlarda fırınlama sonrası rezidüel stres oluşumunun önlenmesi için altyapı ve üstyapı porseleninin ısıl genleşme katsayıları arasındaki fark az olmalıdır. Rezidüel stres oluşumu iki tabakalı dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu etkileyecektir. Farklı fırınlama aşamalarının tam seramik restorasyonlarda tabakaların ısıl boyutsal davranışlarına etkisi ve seramiklerin ısıl boyutsal özelliklerinin altyapı-üstyapı porseleninin bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğuna etkilerinin ileriki çalışmalarda incelenmesinin faydalı olacağı düşünülmektedir.

Tam seramiklerin simantasyonunda adeziv rezin simanların kullanılması önerilmektedir. Total-etch adeziv prosedürler bağlantı dayanımı açısından altın standart olarak kabul edilir. Akışkan kompozitler ve ön ısıtmalı kompozitler rezin simanlara alternatif olabilir. Rengin önemli olduğu ön bölge estetik restorasyonlarda siman renklenmesinin önüne geçmek için ışıkla sertleşen simanlar tercih edilmelidir.

Restorasyonun renk uyumu ve estetik başarısı; alttaki dişin rengi, kullanılan seramiğin tipi ve ışık geçirgenliği, kalınlığı, kullanılan rezin siman rengi ve ışık geçirgenliği gibi faktörlerden tek tek değil, bir bütün olarak etkilenmektedir. Ayrıca kullanılan materyalin kalınlığı azaldıkça bu faktörler daha da önem kazanmaktadır.

Biyouyumluluk çalışmalarında bazı tam seramik materyallerinin in vivo sitotoksikite risklerinin bulunabileceği ve klinikte sıklıkla kullanılan çeşitli tam seramiklere hücresel düzeydeki cevabın eşit olmadığı gösterilmiştir.

Tüm tam seramik sistemlerde olduğu gibi zirkonya esaslı restorasyonlarda da materyalin içerisindeki çatlaklar mekanik dayanımı zarara uğratmaktadır. Çatlakların birleşip büyümesi restorasyonun ömrünü azaltır. Mevcut çalışma sonuçlarına göre zirkonya restorasyonlarda dayanıklılığı arttırmak için bazı koşullar yerine getirilmelidir.

Diş hazırlığı basamaklı hazırlanmalı, yüzeyde keskin köşe ve kenar gibi gerilim oluşturacak alanlar bırakılmamalıdır. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda monolitik restorasyonlar tercih edilmeli ancak restorasyon kalınlığı hiçbir koşulda 0.5 mm'den az olmamalıdır. Hem monolitik hem de çift tabakalı restorasyonlarda üretici firmanın önerileri doğrultusunda şekillendirme, sinterleme ve soğutma yapılmalıdır. Çift tabakalı zirkonya restorasyonlarda firmaların kendi ürünleriyle uyumlu olduklarını belirttikleri üstyapı porselenleri dışındaki porselenlerle çalışılmamalıdır. Kullanılabilen üstyapı porselenlerinden ısı genleşme katsayısı zirkonyaya en yakın olanı tercih edilmelidir. Altyapı-üstyapı kalınlığı oranına dikkat edilmeli ve desteksiz üst yapı porseleni kullanımından kaçınılmalıdır. Üstyapı

porceleni 2 mm'den kalın olmamalıdır. Altyapının uyumlandırılması esnasında aşındırılması gerektiğinde mutlaka su soğutması altında, küçük elmas grenli frezlerle kısa süreli aşındırmalar yapılmalıdır. Aşındırma sonrasında restorasyon yüzeyi mekanik olarak cilalanmalıdır. Zirkonya esaslı restorasyonlarda da adeziv simantasyon uygulanmalıdır. Özellikle klinik kuron boyunun kısa ve prepare edilmiş dişin yüzey alanının yetersiz olduğu durumlarda restorasyonun tribokimyasal kaplama ve silanlamayı takiben MDP içerikli bir simanla yapıştırılması önerilir.

Monolitik zirkonya seramik sistemleri biyouyumlulukları, gözeneksiz yapıları, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmaması, zirkonya alt yapıli restorasyonlarda karşılaşılan kaplama porcelende meydana gelen kohesiv kırılmaların olmaması avantajları ile kliniklerde geniş kullanım potansiyeline sahiptir. Gelecekteki yapılacak çalışmaların monolitik zirkonya seramiklerde estetiğın daha fazla artırılması, siman-seramik bağlantısı ve klinik veriler üzerine olacağı düşünülmektedir.

Sonuç olarak diş hekimi, kullanacağı seramik materyali seçerken, materyalin tüm fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin yanında uzun dönem klinik performanslarını da göz önünde bulundurarak, uygulayacağı vakaya göre hasta odaklı bir bakış açısıyla en uygun materyali tercih etmelidir.

Hasta bazlı çalışmaların artması ve daha üstün özellikte olan materyallerin geliştirilmesi ile tam seramik sistemlerin klinik kullanımına yönelik olarak estetik, mekanik özellikler ve uzun dönem başarılarının değerlendirilmesi için daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Van Noort R. Introduction to dental materials. 3rd edn. Elsevier, Philadelphia 2007.
2. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: Ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011; 3(3):109-15.
3. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2007;97(1):25-31.
4. O'brien WJ. *Dental Materials and Selection*. Quintessence Publishing; 2002. p.377-8.
5. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):682-4.
6. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*. Carol Stream (IL): Quintessence; 1994.
7. Mc Cabe JF, Walls AWG :*Applied Dental Materials*. 9th ed. Blacwell Publishing Ltd; 2008 ;89-90.
8. Can G, Altıncı P. Clinic Success of All Ceramic Restorations. *ADO Klinik bilimler dergisi*,2010; 477-481.
9. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 1999;20(12):1115-24.
10. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, eds. *Phillip's Science of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis-Missouri, WB Saunders; 2012.
11. Craig R, 1996. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St Louis, Mosby, p. 467-
12. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13(4):195.
13. McLean JW (2001). Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century. *J Prosthet Dent*; 85, 61-66.
14. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*; 1996;75(1): 18-32.
15. Von Fraunhofer JA. *Dental materials at a glance*. John Wiley & Sons; 243-244, 2013.
16. McLean JW (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*; 1st Edition Quintessence Publishing Co.
17. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences; 418-424, 2012.
18. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials. In: Sakaguchi RL, Powers JM, eds. 13th ed. Elsevier Mosby; 2012. p.253- 75
19. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing Co, Chicago,1981.
20. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. All Ceramic Systems 1. *GÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,2005;22(1): 41-48.
21. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul.,1999.
22. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu Ve Mikrosızıntıya Etkisi İle Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sivas,2002.
23. Obrien, JW. *Dental Materials, Properties And Selection*. Quintessence Publishing Co, Chicago,1989.

24. Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. GÜ Yayınları, Ankara,1996.
25. Mc Lean JW. The Science And Art Of Dental Ceramics. The Nature Of Dental Ceramics And Their Clinical Use, Quintessence Publishing Co, Illinois,1979.
26. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227-235.
27. Rosenblum MA, Schulman A. A review of allceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):297-307.
28. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Sabit Protezin Temelleri. 3. baskı. Quintessence Yayıncılık; 2010. p.431- 53.
29. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
30. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008; 139:14-8
31. Ural Ç, Kaleli N. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Porselenler ve Farklı Sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(3):151-63.
32. Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2019;123:761-8.
33. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kuronlar. Meta Basım Bornova; İzmir: 2002. p.3-8.
34. İşisağ Ö ve ark. Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 2016; 1:19-25.
35. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56:84–96.
36. Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* 1992;23(1):25-31.
37. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of InCeram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):35-8.
38. Conrad J, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
39. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: a review. *Materials.* 2010;3(1):351–368.
40. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):136-43.
41. Palin WM, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update.* 2005;32(10):566– 572.
42. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90:18-23.
43. Mc Lean JW. Dental ceramics in clinical dentistry, *Br Dent J* 1988;19:164(6),187-194.
44. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2012;33(1):50–52.
45. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dental Journal.*2020; 32: 365–372.
46. Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci.* 2017;23(2):109- 15.

47. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP, Porcelain/composite interface microleakage with various porcelain surface treatments, *Dent Mater.* 1991; 7: 118-23.
48. Sorensen JA, Munksgaard EC, Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements, *Eur J Oral Sci.* 1995; 103: 186-189.
49. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P, In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material, *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 636-645.
50. Fasbinder DJ, Restorative material options for CAD/CAM restorations, *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23: 911-916, 918-20.
51. Albakry M, Guazzato M, Swain MV, Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics, *J Prosthodont.* 2004; 13: 141-9
52. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529–535.
53. Giordano RA, Dental ceramic restorative systems, *Compend Contin Educ Dent.* 1996; 17: 779-82.
54. Cengiz S, Ordu Ü. Klinikte Kullanılan CAD/ CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *J Int Dent Sci.* 2015;1:9-12.
55. Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ, Residual stress in bilayer dental ceramics, *Biomaterials.* 2005; 26: 3235-41.
56. Zarone, F, Russo, S, Sorrentino, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 2011; 27(1): 83-96.
57. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Perschke A, Rheinberger VM, Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM Technologies, *Metaterials.* 2010; 33: 700-13.
58. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 183-8.
59. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2009; 19(1): 61-67.
60. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-15.
61. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14–21.
62. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int.* 2002;33(7):503-510.
63. Magne P, Belser U, Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic, *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 459-466.
64. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449– 456.
65. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS. Low-temperature ageing of zirconia toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc.* 2003; 23: 2975-82.
66. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 513-530.
67. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013; 57: 236-61.

68. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J* 2014; 33:79–85.
69. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 504-9.
70. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 59-64.
71. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996, 9: 434-9.
72. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J* 1999; 186: 430-4.
73. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8:181- 6.
74. Chu FC, Andersson B, Deng FL, Chow TW. Making porcelain veneers with the Procera AllCeram system: case studies. *Dent Update* 2003; 30: 454- 8, 460.
75. Hager B, Oden A, Andersson B, Andersson L. Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 231-2.
76. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 45-61.
77. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 587-95.
78. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208–216.
79. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi.* 2011;86(1):27-38.
80. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research.* 2018;97(10):1082-91.
81. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014; 93(12):1235-42.
82. Raigrodski AJ, Contemporary all ceramic fixed partial dentures:a review, *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 531-44.
83. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011; 27(6):527-34.
84. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(6):382- 93.
85. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramicnetwork materials. *Dent Mater* 2013;29(4): 419-26.
86. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(6): 486-95.
87. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM highdensity PMMA-and composite-based polymers. *Clin Oral Investig.* 2015;19:2007-13.
88. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig.* 2008;12:1-8.
89. Goldberg M, Dimitrova-Nakov S, Schmalz G. BPA from dental resin material: where are we going with restorative and preventive dental biomaterials. *Clin Oral Investig.* 2014;18:347- 9.

90. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*. 2017;105(2):162-9.
91. Ceren N, Turp V, Emir F, Akgüngör G, Ayyıldız S, Şen D. Nanoceramics and Hybrid Materials Used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*. 2016;2(3):55- 61.
92. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *J Prosth*. 2019; 28(2):496- 503.
93. Lava Ultimate CAD/CAM Restorative Brochure-Cerec. 3M Oral Care 2510 Conway Avenue St. Paul, MN 55144-1000 USA. 2015; 3M.com/LavaUltimate.
94. GC Cerasmart Instructions for use. GC Corporation 76-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8585, Japan. 2016; <http://www.gceurope.com>.
95. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*. 2002;46(2):405–26.
96. Yenice N, Büyükdere A, All ceramic blocks used in cad / cam systems and indications, *Dental And Medical Journal- Review*.2020:4-12.
97. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):122-128.
98. Zahnfabrik V. VITABLOCS [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-56965.html>
99. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702– 4.
100. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):44–49.
101. CEREC CAD/CAM Materials | Dentsply Sirona [Internet]. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.dentsplysirona.com/en/explore/cerec/cad-cam-materials.html>
102. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159-167.
103. Tuncel I, Eroglu E, Sari T, Usumez A. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont* 2013;5:448-51.
104. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome)*. 2014;7(3):57.
105. Jiang L, Wang CY, Zheng SN, Xue J, Zhou JL, Li W. Effect of Fe₂O₃ on optical properties of zirconia dental ceramic. *Chin J Dent Res* 2015;18:35-40.
106. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR de, Gonçalves LS, Sinhorette MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent*. 2010;35(4):420– 427.
107. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(5):459–466.
108. Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences; 674-694, 2015.
109. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*. 2010;29(6):661–667.

110. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*. 2004;13(1):28–35.
111. Zahnfabrik V. SUPRINITY [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 26 Haziran 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-81863.html>
112. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908–914.
113. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin*. 2011;55(2):333–352.
114. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeramAlumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*. 2001;17(3):260–267.
115. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*. 2002;15(5):451-456.
116. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, vd. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011;27(7):710–721.
117. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505.
118. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
119. ZublerSA-DC Zircon [Internet]. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <http://www.zublersa.co.za/DCZircon>.
120. Philipp A, Fischer J, Hämmerle CHF, Sailer I. Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence Int*. 2010;41:313-319.
121. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299–307.
122. Venturini AB, Prochnow C, Pereira GK, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid-and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dent Mater*. 2019;35(4):534–542.
123. Cerasmart-Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block [Internet]. GC EUROPE. [a.yer 20 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
124. Zahnfabrik V. ENAMIC [Internet]. VITA Zahnfabrik. [a.yer 19 Temmuz 2019]. Erişim adresi: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>
125. Taşkonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22: 1008-1013.
126. Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D. Tam Seramik Restorasyonlarda Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010;44(1): 45-53.
127. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, et al: Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 31- 41.
128. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconiumoxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.

129. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc; 1979. p.112-23.
130. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC., 1995, Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 8: 413-420.
131. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67: 859-64.
132. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial coMParing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:384-90.
133. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems coMPared to porcelain-fused-to-metal singleunit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012;21:265- 9.
134. Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014; 8:106-16.
135. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *Journal of Biomedical* 2009;88B (2): 519-29.
136. Manicone P. F, Iommetti P.R, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007;35: 819-26.
137. Sabet H, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of different immersion times and sintering temperatures on translucency of monolithic nanocrystalline zirconia. *Futur Dent J* 2018;4:84-9.
138. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37:641-52.
139. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013;17:269-74
140. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 1999;82: 3128-9.
141. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 2000;83(3): 461-87.
142. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004;26:57-67.
143. Chevalier J, Gales B, Drouin J.M. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *Am Ceram Soc* 1999;82:2150-4
144. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev Mater Res* 2007;37:1-32.
145. Tosun T. Kuron Köprü Protezlerinde Zirkonyum, 22. baskı. *Dentalife*, 2007.
146. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Dergisi* 2010;44:197-204.
147. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25(24):5539-45.

148. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004;7: 25-45.
149. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2003; 90:247-54.
150. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999;20: 371-6.
151. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201–1208.
152. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012;4: 76-83.
153. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2011;106: 145-52.
154. Şen N, Turp V, Şen D, Ölçer Us Y. Monolitik Zirkonya. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(2):127-32.
155. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112: 770-777.
156. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. CoMPArison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and twobody wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;59:128-138
157. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosthet Dent* 2015;113(2):114-21.
158. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 2016, 30: 644-652.
159. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*, 2017, 33: 1012-1020.
160. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *International journal of periodontics & restorative dentistry*, 2015, 35: 315-323.
161. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J. Highlytranslucent, strong and aging-resistant 3YTZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomater* 2015;16:215-22.
162. Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O'neal SJ. Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):209-17.
163. Keskin Özyer E, Kahramanoğlu E, Akmansoy ŞC, Kulak Özkan Y. Clinical Success Evaluation Criteria in Zirconia-Based FixedI Prosthesis. *European Journal of Research in Dentistry* 2019; 3: 53–62.
164. Ku CW, Park SW, Yang HS. CoMPArison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):170-5.
165. Oh W, DeLong R, and Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review *J Prosthet Dent* 2002;87:451-9.

166. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; 79: 1398-404.
167. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008; 17 (5): 401-8.
168. Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 87 (1): 139-45.
169. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-388.
170. Dilorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Caputi S. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera AllCeram cores: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9 (2): 1-8.
171. Sundh A, Sjogren G. A coMParison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004; 31: 682-88.
172. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater* 2015;31(12):1487-92.
173. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33(1):9-18.
174. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZPzirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81(7):487- 91.
175. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012;100(2):447- 56.
176. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 1996;79:2331-40.
177. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 2002; 18: 389-95.
178. Saldana JM, Ramirez H, Viguera DJ. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. 2003; 18.
179. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 2005; 30: 382-8.
180. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998; 14: 64-71.
181. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 2004; 17: 155-64.
182. Gültekin P. Zirkonyanın Dayanımı ve Yüzey Özellikleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2017;3(2):84-93.
183. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25(20):5045-52.
184. Pfeiffer W, Hollstein T. Influence of grinding parameters on strength-dominating near-surface characteristics of silicon nitride ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1997;17:487-94.

185. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15(6):426-33.
186. Uludamar A, Akalın B, Özkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J* 2011;14(2):140-53.
187. SwabJJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, 1991;26: 6706-14.
188. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.
189. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22(8):778-84.
190. Sato T, Shimada M. Transformation of YttriaDoped Tetragonal Zr O₂ Polycrystals by Annealing in Water. *J Amer Ceram Soc* 1985; 68(6):356-9.
191. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73(12):1824-32.
192. Pereira GK, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZ, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:151-63.
193. Pereira G, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;45:183-92.
194. Daou EE. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J* 2014;18(8):33-42.
195. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2017;117(2): 303-9.
196. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. Allceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32(3):180- 7.
197. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34(9):702-9.
198. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent* 2014;6(1):e66-73.
199. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012;28(1):102-11.
200. Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Der.*, 2016;15:67-72.
201. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya altyapıların üretim teknikleri. 2007; 3: 34-8.
202. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Basic Aspects. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D, eds. *BiocoMPatibility of Dental Materials*. Berlin: Springer; 2009. p. 1-12.
203. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015;73(8):602-8.

204. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;35:93-101.
205. Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2014;27(3):264-6.
206. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145-53.
207. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*; 2003, 30: 194-203.
208. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil* 2014;41(4):314-22.
209. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-25.
210. Kok P, Kleverlaan CJ, Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):59-66.
211. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* 2014;30(12):e419-24.
212. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. *J Prosthodont* 2012;21(5):363-9.
213. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013;44(5):393-405.
214. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010; 2(3):111-5.
215. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2014;111(1):20-9.
216. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent* 2015;4.
217. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001;86:203-9.
218. Craig RG. Restorative dental materials, 10th ed, Mosby Yearbook; St Louis: 1997.p.113-147.
219. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. Quintessence Publishing Co.Inc; Chicago: 1997.p. 91-125.
220. Zaimoglu A, Can G. Sabit protezler, A.Ü. Diş Hek.Fak. Yayınları; Ankara: 2004.p. 25-77.
221. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Chapter 3,4: Dental Ceramics, 2ND ED., Mosby Yearbook; St Louis:2002.p.29-63.
222. Zan T. Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi. G Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi; Ankara:1999. P.15-19.

223. Aksoy G. Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi, E. Ü. Diş Hek FakDerg 2003;24:103-11.
224. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic, volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994;71: 453-61.
225. Ricardo S., Igor S.M., Paulo F.C., Adeliiani A.C., Antonio C.H. Porcelain monolayers and porcelain/alumina bilayers reinforced by Al₂O₃/GdAlO₃. *J Mechanical Behav. of Biomedical M.* 2012;5:110-5.
226. Crispin B. J. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals.* Quintessence Pub Co, Inc; Tokyo:1994.p. 71-123.
227. Lofstrom L. H, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 1989;61:664-9.
228. Toparli M, Sasaki S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a prestored tooth. *J Oral Rehabil* 30: 921- 926, 2003.
229. Yang SH, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J Prosthet Dent* 86: 74-80, 2001.
230. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585-598, 2001.
231. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67: 325-327, 1992.
232. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2018; 18(1): 5.
233. GB Guarda, AB Correr, LS Ga AR Costa, GA Borges, MAC S. L Correr-Sobrinho. Effects of Surface Treatments, Thermocycling, and Cyclic Loading on the Bond Strength of a Resin Cement Bonded to a Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Operative Dentistry* 2013; 38-2: 208-217.
234. Kamada K, Yoshida M, & Atsuta M. Effect of ceramic treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material *J Prost Dent.* 1998; 79(5): 508-513.
235. Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MAC, De Goes MF, & Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments in the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prost* 2007; 16(3): 192-199.
236. Shinohara A, Taira Y, Sawase T. Effects of tributylborane-activated adhesive and two silane agents on bonding computer-aided design and manufacturing (CAD/ CAM) resin composite. *J Odontology* 2017; 105(4): 437-442.
237. Chevalier, Jerome. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 27.4 2006: 535-543.
238. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil* 2005; 32(2): 128-133.
239. Soles CL, Yee AF. A discussion of the molecular mechanisms of moisture transport in epoxy resins. *J Polym Sci Part B: J Polymerization Physical* 2000; 38(5): 792-802.
240. Lenz J, Kessel S. Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). *Dent Mater* 14: 277-280, 1998.
241. Gungor MA, Kucuk M, Dundar M, Karaoglu C, Artunc C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 31: 172-178, 2004.

242. Küçük M. Çeşitli malzemelerle kaplanmış üst kaninde sıcaklık dağılımının incelenmesi. DEÜ Müh Fak Fen ve Müh Derg 2: 129- 139, 2000.
243. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater 23: 952-959, 2007.
244. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. Biomaterials 25:2447-2453, 2004.
245. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int 37: 685-693, 2006.
246. Lemons JE. Dental implant biomaterials. J Am Dent Assoc 1990;121:716-9.
247. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW. Metal ceramic coMPatibility: a review of the literature. J Prosthet Dent 63: 21-25, 1990.
248. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. IMPact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. Dent Mater 25: 326-330, 2009.
249. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. IMPact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater 25: 419-423, 2009.
250. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. Dent Mater 21: 557-564, 2005.
251. Nielsen JP, Tuccillo JT. Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. J Dent Res 51: 1043-1047, 1972.
252. Shijo Y, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. Studies on mechanical strength, thermal expansion of layering porcelains to alumina and zirconia ceramic core materials. Dent Mater J 28: 352-361, 2009.
253. Steiner PJ, Kelly JR, Giuseppetti AA. CoMPatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. Int J Prosthodont 10: 375-380, 1997.
254. Karakoca Nemli S, Yılmaz H, Turhan Bal B. Thermal CoMPatibility of Different Zirconia Core Materials And Veneering Ceramics. GÜ Diş Hek Fak Dergisi; 28(2): 87-92, 2011.
255. Fleming GJ, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. Dent Mater 2003; 19: 69-76.
256. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials, 8th ed. London: Blackwell Science Ltd; 1998.p.154-238.
257. Akaltan F. Yapıştırma simanları. TDBD, 2002;71: 58-63.
258. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing; 2002. p. 210-21.
259. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 1998;80:280-301.
260. Craig RG., 1997, Restorative Dental Materials (10th ed), Mosby Inc. St.Louis,172-202.
261. Strutz JM, White SN, Kane CL (1994). Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. J Prostet Dent; 72:128-132.
262. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81(2):135-41.

263. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J., 2006, Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th. ed. St. Louis, Mosby Elsevier.
264. Monticelli F, Toledona M, Tay FR, Ferrari M., 2006, A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod*, 32 (1): 44-47.
265. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B* 2006; 77(1): 28–33
266. Didier D and Spreafico R., 1999, Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co,192-197. 46
267. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B., 2001, CoMParison of photoactivation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab*; 28: 1022-8
268. Hewlett ER. Esthetic restorative materials. In: Contemporary Esthetic Dentistry, 1994: Practice Fundamentals, Ed.: B.J. Crispin, Osaka: Sun ArtPrinting Co; Chapter 3
269. el-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc.* 2001;67(2):97- 102.
270. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *J Dent Res.* 2008;87:542-7
271. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:67-76.
272. Sunico-Segarra M, Segarra A. Resin Cements: Factors Affecting Clinical Performance. In: A Practical Clinical Guide to Resin Cements. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2015. p.9-22.
273. Yu H, Zheng M, Chen R, Cheng H. Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dent Manag* 2014;13(1):54- 9.
274. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(6):324-35.
275. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-62.
276. Gökçe B, Ozpinar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of allceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent.* 2007;32:173-8.
277. Akylıl MŞ, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg.* 2011;29(3):197-203.
278. Shimakura Y, Hotta Y, Fujishima A, Kunii J, Miyazaki T, Kawawa T. Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental cad/cam systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dent Mater J.* 2007;26:713-21.
279. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME., 1998, Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 56: 9-13.
280. Mallineni SK, Nuvvula S, Matinlinna JP, Yiu CK, King NM. Biocompatibility of various dental materials in contemporary dentistry: a narrative insight. *J Invest Clin Dent* 2013;4:9-19.
281. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23:1097-111.
282. Peumans M. Factors affecting the efficacy of porcelain veneers: a literature review. *J Dent.* 2000;28:163-77.

283. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of postsilanization drying on the bond strength of composite to ceramic J Prosthet Dent. 2004;91(5):453-8.
284. Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. J Contemp Dent Pract. 2007;8:1-8.
285. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. J Oral Rehab. 1994;21:565-75.
286. Aykor A, Özel E. Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored with porcelain laminate veneers using total-etch and a modified selfetch adhesive system. Oper Dent. 2009;34(5): 516-23.
287. Mobilio N, Fasiol A, Mollica F, Catapano S. Effect of Different Luting Agents on the Retention of Lithium Disilicate Ceramic Crowns. Materials (Basel). 2015;8(4):1604-11.
288. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. Numerical investigation of macro- and micro-mechanics of a ceramic veneer bonded with various cement thicknesses using the typical and submodeling finite element approaches. J Dent. 2009;37:141-8.
289. Elsaka SE. Influence of Surface Treatment on the Bond Strength of Resin Cements to Monolithic Zirconia J Adhes Dent. 2016;18(5):387- 95.
290. Borges GA, de Goes MF, Platt JA, Moore K, de Menezes FH, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. J Prosthet Dent. 2007;98:208-15.
291. Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;80:258-68.
292. Kitayama S1, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. Dent Mater J. 2009;28(4):446-53.
293. Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Microstructural changes produced by abrading YTZP in presintered and sintered conditions. J Dent 2013;41(2):121-6.
294. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent. 2015;17(1):7-26.
295. Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. J Prosthet Dent. 2016;115(1):9-19.
296. Christensen GJ. Longevity of posterior tooth dental restorations. J Am Dent Assoc. 2005;136:201-3.
297. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the-polymerization of light-and dual-cure resin cements. Oper Dent. 2011;36:661-9.
298. Nathanson D, Banasr F. Color stability of resin cements-an in vitro study Pract Proced Aesthet Dent. 2002;14(6):449-55.
299. Archegas LR1, Freire A, Vieira S, Caldas DB, Souza EM. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. J Dent. 2011;39(11): 804-10.
300. Turgut S, Bağış B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. J Dent. 2011;39(Suppl 3):e57-e64.
301. Lee SM, Choi YS. Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. J Prosthet Dent. 2018;120(1):99-106.

302. Marchionatti AME, Wandscher VF, May MM, Bottino MA, May LG. Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: A split-mouth randomized clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2017;118(5):604-610.
303. D'Arcangelo C1, Zarow M, De Angelis F, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M, et al. Fiveyear retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):615-24.
304. Chang HH, Chang MC, Wang HH, Huang GF, Lee YL, Wang YL, et al. Urethane dimethacrylate induces cytotoxicity and regulates cyclooxygenase-2, hemeoxygenase and carboxylesterase expression in human dental pulp cells. *Acta Biomater.* 2014;10(2):722-31.
305. Blatz MB, Mante FK, Saleh N, Atlas AM, Mannan S, Ozer F. Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement--a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2013;17(3):793-8.
306. Pera P, Conserva E, Pin D, Acquaviva A, Riboldi A, Mariottini GL, et al. Cytotoxicity in vitro analysis of ceramic materials for "metal free" prosthetic substructures. *Minerva Stomatol* 2005;54:363-71.
307. Farah RI, Aldhafeeri AF, Alogaili RS. A technique to facilitate ceramic veneer cementation. *J Prosthet Dent* 2018.
308. Ramaraju DV, Krishna Alla R, Ramaraju Alluri V, MAKV R. A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *Am J Mater Sci Eng* 2014;2(3):28-35.
309. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):28-30, 32, 34-5, 38.
310. Ko HC, Han JS, Bächle M, Jang JH, Shin SW, Kim DJ. Initial osteoblast-like cell response to pure titanium and zirconia/alumina ceramics. *Dent Mater* 2007;23:1349-55.
311. Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent* 2017;117(4):539-44.
312. Koroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg [Internet]* 2012;2012(2): 205-16.
313. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27(4):671-84.
314. Sabaliauskas V, Juciute R, Bukelskiene V, Rutkunas V, TruMPaiteVanagiene R, Puriene A. In vitro evaluation of cytotoxicity of permanent prosthetic materials. *Stomatologija* 2011;13:75-80.
315. Messer RL, Lockwood PE, Wataha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;90:452-8.
316. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):311-32, ix.
317. Wall JG, Cipra DL. Alternative Crown Systems. *Dental Clinics of North America* 36:765-782,1992.
318. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 10(2): 79-88, 2000.
319. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* St. Lois: The C.F. Mosby CoMPany,2001.

320. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM. Colour Measurement of All-ceramics Crown Systems. *J Oral Rehabil* 16: 491-501, 1989.
321. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent* 2013;41(Suppl 3):e24-30.
322. Aiqahatani MQ, Aljurais RM, Alshaafi MM. The effects of different shades of resin luting cements on the color of ceramic veneers. *Dent Mater J* 2012;31(3):354-61.
323. Chu SJ. *Fundamentals of Color*; 2008.
324. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):179-83.
325. Bhat V, Prasad DK, Sood S, Bhat A. Role of colors in prosthodontics: Application of color science in restorative dentistry. *Indian Journal of Dental Research*. 2011;22(6):804-9.
326. McLaren E.A., Luminescent veneers. *J Esthet Dent*. 1997;9(1):3-12.
327. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RL, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dent Mater* 2008;24:450-6.
328. Kılıç K, Kesim B, Sümer Z, Polat Z, Öztürk A. Tam seramik materyallerinin biyoyumluluğunun MTT testi ile incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 2010;19:125-32.
329. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):593-9.
330. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*. 2014;112:864-70.
331. Şengün E, Çömlekoğlu ME, Yılmaz G. Lamina Venerlerin Final Rengine Etki Eden Faktörler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2017;23(1):48-55.
332. Chaibabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent* 2011;105(2):83-90.
333. Pandey AK, Pati F, Mandal D, Dhara S, Biswas K. In vitro evaluation of osteoconductivity and cellular response of zirconia and alumina based ceramics. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013;33:3923-30.
334. Yılmaz K, Gonuldas F, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):427-33.
335. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, Van Der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 90:563-570, 2003.
336. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*. 83:412-417, 2000.
337. Karaağaçhoğlu L, Yılmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Oper Dent*. 33:386-391, 2008.
338. Chaar M.S, Passia N, Kern M. Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FPDs made from glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia). *Journal of Dentistry* 2015;43:512-7.
339. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res* 2003;17:43-8.
340. Alghazali N, Laukner J, Burnside G, Jarad FD, Smith PW, Preston AJ. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *J Dent* 2010;38(2):78-86.

341. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, et al. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent* 2010;38(2):87-94.
342. Karaokutan I, Yılmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. *J Prosthodont*. 2016;25(6):472-7.
343. Öztürk E, Chiang YC, Coşgun E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *J Dent*. 2013;41(5):8-14.
344. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):534-4.
345. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;55:1-11.
346. Uo M, Sjögren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19(6):487-92.
347. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glassceramics. *J Prosthodont*. 2014;23:213-20.
348. Acar O, Yılmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1):71-5.
349. Kang W, Park JK, Kim SR, Kim WC, Kim JH. Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):461-6.
350. Soygun K, Varol O, Ozer A, Bolayir G. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:200-7.
351. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthumuehlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: An overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37:630-7.
352. Çekiç Nagaş I, Egilmez F, Ergün G, Valittu PK, Lassila LV. Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltrasyon seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontol Turc* 2017;34(3):98-103.
353. Cekiç-Nagas I, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LV. Influence of polymerization mode on degree of conversion and micropush-out bond strength of resin core systems using different adhesive systems. *Dent Mater J* 2008;27:376-85.
354. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22:2429-35.
355. Egilmez F, Ergun G, Cekiç-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Estimation of the surface gloss of dental nano composites as a function of color measuring geometry. *Am J Dent* 2012;25:220–6.
356. Han G, Kim J, Lee M, Chae S, Lee Y, Cho B. Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. *Dent Mater J* 2014;33:739–48.
357. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999; 47(4):481-93.

358. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):161-6.
359. Raffaelli L. Growth, viability, adhesion potential, and fibronectin expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspathic ceramics in vitro. *J Biomed Mater Res A* 2008; 86(4):959- 68.
360. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):263-8.
361. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):107-113.
362. Özen J, Atay A, Beydemir B, Serdar MA, Ural AU, Dalkız M, Soysal Y. In vitro IL-1beta release from gingival fibroblasts in response to pure metals, dental alloys and ceramic. *J Oral Rehabil* 2005; 32(7):511-17.
363. Caprak YO, Turkoglu P, Akgungor G. Does the translucency of novel monolithic CAD/ CAM materials affect resin cement polymerization with different curing modes? *J Prosthodont* 2018 Jul 24. doi:10.1111/jor.12956. [Epub ahead of print]
364. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *J Dent* 2018; 71:38-42.
365. Mao L, Kaizer M, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res* 2018; 97: 1222-8.
366. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016;32:327-37.
367. Heuer A, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982;65:642-50.
368. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:113-8.
369. Kokoti M, Sivropoulou A, Koidis P, Garefis P. CoMParison of cell proliferation on modified dental ceramics. *J Oral Rehabil* 2001; 28:880 -87.
370. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metalceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015;31:603-23.
371. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *J Prosthet Dent* 2020;123:330-7.
372. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30:1195-203.
373. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc* 2011;94:1850-8.
374. Krell A, Klimke J, Hutzler T. Transparent coMPact ceramics: inherent physical issues. *Optical Materials* 2009;31:1144-50.
375. Yamashita I, Tsukuma K. Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *J Ceramic Soc Japan* 2011;119:133-5.

376. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater* 2015; 31: 1180-7.
377. Çömlekoğlu E. Klinik tipi CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller. Protetik diş tedavisinde CAD/CAM uygulamaları. *Türkiye Klinikleri*. 2018;1:24-32.
378. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater* 2007;23(2):218-25.
379. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. CoMParison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18:97-113.
380. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016;8:37-42.
381. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent*. 2018;120(2): 269-75.
382. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effects of fabrication and shading technique on the color and translucency of new-generation translucent zirconia after coffee thermocycling. *J Prosthet Dent*. 2018;120(4):603-8.
383. Papageorgiou-Kyran A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3): 467-72.
384. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2016;116(6):902-8.
385. Vichi A, Sedda M, Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. CoMParison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:32-9.
386. Koodaryan R, Hafezeqoran A, Khakpour Maleki A. The effect of resin cement type and cleaning method on the shear bond strength of resin cements for recementing restorations. *J Adv Prosthodont* 2017;9(2):110-7.
387. Nicolaisen MH, Bahrami G, Schropp L, Isidor F. CoMParison of Metal-Ceramic and All-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-Year Randomized Clinical Trial. *Int J Prosthodont* 2016;29:259-64.
388. Ioannidis A, Bindl A. Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. *Journal of Dentistry* 2016;47:80-5.
389. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Manel LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016;116:257-63.
390. Abdelbary O, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Futur Dent J* 2016;2:65-69.

ÖZGEÇMİŞ

2 Şubat 1999 tarihinde Bolu'da doğdum. Gazipaşa İlköğretim ve Ortaöğretim Okulu'nda ilk ve ortaöğretimimi 2005-2013 yılları arasında tamamladım. Bolu Fen Lisesi'nden 2017 yılında mezun oldum. 2017 yılı içinde İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde lisans öğrenimime başladım. Şu an 5. Sınıf öğrencisi olarak öğrenimime devam etmekteyim.