

**T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**ÜST YAPI PORSELENLERİNİN ZİRKONYUM ESASLI ALT  
YAPILAR ÜZERİNE OLAN BAĞLANTI DİRENÇLERİNE  
FARKLI SOĞUTMA SÜRELERİNİN ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Dt. İbrahim Eren YILMAZ**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN**

**Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim  
Birimi tarafından 3423-D1-13 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**Tez No: 130**

**ISPARTA - 2015**

## KABUL ve ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans/Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

27/11/2015

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. H.Cenker KÜÇÜKEŞMEN

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi AD

Üye: Prof. Dr. Ramazan KAYACAN, Süleyman Demirel Üniversitesi,  
Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü

Üye: Prof. Dr. Selim ERKUT, Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD

Üye: Doç. Dr. Volkan ŞAHİN, Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği  
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD

Üye: Yrd. Doç. Dr. Işın KÜRKÇÜOĞLU, Süleyman Demirel  
Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD

ONAY: Bu doktora tezi, Sağlık Bilimleri Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Mustafa KAYAN  
Enstitü Müdürü

# BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Çalışmamız esnasında kullanılan malzemeleri sağlayan ve/veya üreten herhangi bir firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

“Üst Yapı Porselenlerinin Zirkonyum Esaslı Altyapılar Üzerine Olan Bağlantı Dirençlerine Farklı Soğutma Sürelerinin Etkisinin İncelenmesi” adlı doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Dt. İbrahim Eren YILMAZ

İmza

Danışman

Yrd. Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN

İmza

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren desteğini hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. H.Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen, değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri Hocalarım Prof. Dr. Ramazan KAYACAN'a ve Doç. Dr. Volkan ŞAHİN'e,

Doktora eğitimim boyunca her konuda yardımcı olan sevgili hocalarım Prof. Dr. M.Üstün GÜLDAĞ'a, Yrd. Doç. Dr. Işın KÜRKÇÜOĞLU'na ve Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

İstatistik değerlendirme esnasındaki yardımlarından dolayı sevgili hocam Yrd. Doç. Dr. Özgür KOŞKAN'a,

Doktora yaşantımdaki tüm katkıları için sevgili arkadaşım Şule BURHANOĞLU'na

Tez çalışmamdaki katkılarından ötürü sevgili arkadaşlarım İbrahim ALBAYRAK ve Emrah YAVUZ'a,

Deneyletim esnasında büyük bir özveri ile yardım eden sevgili Gökçen AKGÜN'e,

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Tez projeme maddi destek sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Yaşamımın her anında sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan sevgili aileme gösterdikleri sabır, anlayış ve her türlü maddi, manevi desteklerinden dolayı,

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

**Dt. İbrahim Eren YILMAZ**

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL ve ONAY</b> .....	<b>ii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Dental Seramiğin Tarihçesi.....	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.2.1. Feldspat ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ve $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ).....	5
2.2.2. Kuartz ( $SiO_2$ ).....	6
2.2.3. Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ).....	6
2.2.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler .....	7
2.2.5. Ara Oksitler.....	7
2.2.6. Renk Pigmentleri.....	7
2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar .....	8
2.2.8. Lüminisans Özelliği .....	8
2.3. Dental Seramiğin Mekanik Özellikleri .....	8
2.4. Dental Seramiğin Güçlendirilmesi .....	9
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	10
2.5.1. Dental Seramiklerin Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırılması.....	10
2.5.2. Dental Seramiklerin Üretim Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması .....	10
2.5.2.1. Geleneksel Toz-Likit Seramikler .....	11
2.5.2.2. Dökülebilir Seramikler.....	11
2.5.2.3. Preslenebilen Seramikler.....	12
2.5.2.4. Bilgisayar Yardımıyla Hazırlanan Seramikler .....	13
2.5.2.5. İnfiltre Seramikler .....	13
2.5.3. Dental Seramiklerin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması .....	14

2.5.3.1. Cam temelli (silika temelli) sistemler .....	15
2.5.3.2. Doldurucu içeren cam temelli sistemler.....	15
2.5.3.3. Cam doldurucu içeren kristalin temelli sistemler.....	17
2.5.3.4. Polikristalin seramik yapılar .....	17
2.5.3.4.1. Zirkonzahn Sistemi .....	18
2.6. Zirkonyum.....	19
2.6.1. Zirkonyum Dioksitin Mikroyapısı .....	19
2.6.2. İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Dioksit Polikristalleri (Y-TZP) .....	20
2.6.3. Zirkonyum Dioksitin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri .....	20
2.7. Zirkonyum dioksit alt yapı ile tabakalama seramiklerinin bağlanma mekanizması.....	22
2.8. Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı Testi.....	23
2.9. Soğutma İşleminin Bağlantı Dayanıklılığına Etkileri .....	23
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>25</b>
3.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller .....	25
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması .....	26
3.3. Test Örneklerinin Hazırlanması .....	27
3.3.1. Zirkonyum Dioksit Alt Yapıların Hazırlanması .....	27
3.3.2. Tabakalama Seramiklerinin Uygulanması .....	30
3.3.3. Örneklerin Fırınlanması .....	33
3.3.4. Tabakalama Seramiklerinin Soğutulması .....	35
3.4. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testi .....	37
3.5. Örneklerin Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi .....	40
3.6. İstatistiksel Analiz.....	41
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>42</b>
4.1. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi bulgularının değerlendirilmesi .....	42
4.2. Başarısızlık şekillerinin değerlendirilmesi .....	49
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>52</b>
<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....</b>	<b>72</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>73</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>74</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>75</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>86</b>

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit, alumina
<b>BaO</b>	: Baryum Oksit
<b>CaO</b>	: Kalsiyum Oksit
<b>CeO<sub>2</sub></b>	: Seryum Dioksit
<b>Eu</b>	: Evropiyum
<b>K<sub>2</sub>O</b>	: Potasyum Oksit
<b>MgO</b>	: Magnezyum Oksit
<b>O<sub>2</sub></b>	: Oksijen
<b>Si</b>	: Silisyum
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum dioksit, silica
<b>SiO<sub>4</sub></b>	: Silikat
<b>Sm</b>	: Samaryum
<b>TiO<sub>2</sub></b>	: Titanyum Dioksit
<b>TZP</b>	: Tetragonal Zirkonyum Dioksit Polikristalleri
<b>Y</b>	: İttriyum
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: İttriyum Oksit
<b>Y-PSZ</b>	: İttriyum-Oksit Parsiyel Stabilize Zirkonyum Dioksit
<b>Y-TZP</b>	: İttriyum Tetragonal Zirkonyum Dioksit Polikristalleri
<b>Yb</b>	: İterbiyum
<b>Zr</b>	: Zirkonyum
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum Dioksit, zirkonya
<b>ZrSiO<sub>4</sub></b>	: Zirkonyum Silikat
<b>2H<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>2SiO<sub>2</sub></b>	: Hidrat alüminasilikat, Kaolin
<b>K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub></b>	: Potasyum Alümina Silikat, Ortoklas, Potas Feldspat
<b>Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub></b>	: Sodyum Alümina Silikat, Albit, Sodyum Feldspat
<b>Atm</b>	: Atmosfer
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>°C</b>	: Santigrat Derece
<b>Dk</b>	: Dakika

<b>N</b>	: Newton
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization
<b><math>\mu\text{m}</math></b>	: Mikrometre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>GPa</b>	: Gigapaskal
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>p</b>	: İstatistiksel önem derecesi
<b>SPSS</b>	: Statistical Package for Sociel Science
<b>ss</b>	: Standart sapma
<b>T<sub>g</sub></b>	: Camı Geçiş Sıcaklığı
<b>UV</b>	: Ultraviyole



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri.....	22
<b>Tablo 2.</b> Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar.....	25
<b>Tablo 3.</b> Çalışmamızda oluşturulan deney grupları.....	27
<b>Tablo 4.</b> Çalışmamızda kullanılan zirkonyum dioksit alt yapıların özellikleri .....	29
<b>Tablo 5.</b> Çalışmamızda kullanılan tabakalama seramiğinin fiziksel özellikleri.....	33
<b>Tablo 6.</b> VITA VM9 Effect Liner için fırınlama sıcaklıkları ve süreleri .....	35
<b>Tablo 7.</b> VITA VM9 Base Dentine için fırınlama sıcaklıkları ve süreleri .....	35
<b>Tablo 8.</b> Zirkonyum dioksit alt yapının tabakalama seramiğine olan makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	43
<b>Tablo 9.</b> Örneklere uygulanan tek yönlü varyans analizi sonuçları .....	44
<b>Tablo 10.</b> Örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılıklarının karşılaştırılması.....	45
<b>Tablo 11.</b> Bağlanma dayanıklılığı değerlerinin istatistiksel olarak çoklu karşılaştırılması. ....	46
<b>Tablo 12.</b> Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası örneklerde oluşan başarısızlık şekilleri.....	51

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi .....	21
<b>Şekil 2.</b> Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin homojen dağılımını gösteren grafik.....	42
<b>Şekil 3.</b> Deney örneklerinin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri (MPa) grafiği.....	44

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Deney örneklerinin hazırlandığı zirkonyum dioksit blok.....	27
<b>Resim 2.</b> Kısmen sinterlenmiş zirkonyum dioksit diskler.....	28
<b>Resim 3.</b> Tegra speed sinterleme fırını.....	29
<b>Resim 4.</b> Rotaks-Dent kumlama cihazı.....	30
<b>Resim 5.</b> Zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan kumlama işlemi.....	30
<b>Resim 6.</b> Ultrasonik temizleme cihazı.....	31
<b>Resim 7.</b> Kullanılan teflon kalıplar.....	31
<b>Resim 8.</b> Zirkonyum dioksit disklerin teflon kalıplara yerleştirilmesi.....	32
<b>Resim 9.</b> Teflon kalıplar içine yerleştirilmiş tabakalama seramiği.....	33
<b>Resim 10.</b> Porselen fırını.....	34
<b>Resim 11.</b> Örneklerin hazırlanmasında kullanılan Vita VM9 porselen tozları.....	34
<b>Resim 12.</b> Fırınlama işlemi sonrası örnekler.....	37
<b>Resim 13.</b> Akrilik rezin içine sabitlenmiş örnekler.....	38
<b>Resim 14.</b> Test cihazı.....	39
<b>Resim 15.</b> Test cihazı içine yerleştirilmiş deney örnekleri.....	39
<b>Resim 16.</b> Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bağlı fotoğraf makinesi.....	40
<b>Resim 17.</b> Adeziv başarısızlık gösteren bir örnek.....	50
<b>Resim 18.</b> Koheziv başarısızlık gösteren bir örnek.....	50
<b>Resim 19.</b> Kombine başarısızlık gösteren bir örnek.....	50

## 1. GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının; biyolojik uyuma sahip, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli ve estetik özellikleri yüksek malzemelerle yerine konması diş hekimliği alanında yıllardır süregelen bir arayıştır. Günümüzde sabit protetik restorasyonlarda seramik materyali yaygın bir şekilde kullanılmakta ve estetik beklentileri karşılamaktadır. Bilindiği gibi seramik materyali; sabit protezlerde, metal alt yapı destekli ve tam seramik sistemler olmak üzere 2 temel uygulama alanına sahiptir.

Metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar, üstün mekanik özellikleri sayesinde protetik tedavinin temel uygulamaları haline gelmiştir. Ancak, bazı hastalarda oluşturabileceği potansiyel allerjik ve toksik etkileri, ağız içinde korozyona uğrayabilmesi, estetik açıdan olumsuz bir görünüme sebep olan dişeti altından gri metal yansıması ve anterior bölgede ışık geçirmeyen opak yapıda olmaları gibi dezavantajları nedeniyle metal desteği olmayan tam seramik sistemlerin kullanılması gündeme gelmiştir (1).

Metal destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında, tam seramik restorasyonlar gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler (2). Estetik avantajlarının yanında bir tam seramik restorasyondan beklenen en önemli özellik, okluzal kuvvetlere direnç gösterecek yeterli mekanik dayanıma sahip olmasıdır. Tam seramik restorasyonların en büyük dezavantajları kırılma dayanımlarıdır (3).

Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonyum dioksit, tam seramik uygulamalarının güvenilirliğini arttırmıştır (4, 5). Ancak daha estetik restorasyonlar elde etmek için opak zirkonyum dioksit alt yapının üzerine translüsent bir üst yapı seramiği uygulanması gerekmektedir (6).

Zirkonyum dioksit alt yapılar üstün kırılma dayanıklılığına sahiptirler ancak restorasyonların başarısızlığı, üst yapı seramiğinde meydana gelen kırık, çatlak ya da delaminasyon yani üst yapının tabakalar halinde ayrılması sebebiyle oluşmaktadır (7, 8). Zirkonyum dioksit alt yapıların bükülme dirençleri 400-950 MPa arasındayken, üst yapı seramiklerinin bükülme dirençleri 45-70 MPa arasında değişmektedir (9). Seramiğin fırınlanma şekli, fırın ısısının artış hızı, fırınlanma süresi ve seramiğin

soğuma süresi gibi faktörlerin camlaşma ve kristalleşme safhalarındaki mikroyapının değişimine yol açarak seramiğin dayanıklılığı üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (10).

Zirkonyum dioksit ile yapılan uzun dönemli klinik çalışmalarda, üst yapı seramiklerinin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık nedeni olduğu belirtilmiştir (11). Bu problemin oluşumunda birçok faktörün rol oynadığı düşünülmektedir. Bunlar; alt yapı geometrisinin uygun olmaması, yorgunluk fenomeni, seramik içi defektler, yetersiz alt yapı desteği, okluzal stabilitenin olmaması, hastaya bağlı faktörler, yetersiz bağlanma kuvveti, malzeme özellikleri ve alt yapı ile üst yapıda kullanılan malzemelerin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk olarak sıralanabilir (12, 13).

Metal-seramik bağlantısının değerlendirildiği çalışmalarda ortalama 50-61 MPa arasında bağlantı dayanım değerleri bulunmuştur (14). Zirkonyum dioksit ile yapılan çalışmalarda ise, zirkonya-seramik bağlanma kuvveti değerlerinin 16-42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal seramiklere oranla düşük olduğu görülmektedir (15, 16). İyi bir bağlantının sağlanabilmesi için alt yapıların ve üst yapıların mekanik özelliklerinin birbiri ile uyumlu olması gerekmektedir. Ara yüzeydeki bağlantıya etki eden bu faktörler bilinmesine rağmen alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlantı net bir şekilde açıklanamamıştır ancak iki malzeme arasındaki mekanik kilitleme mutlaka gereklidir (17).

Bu bilgiler ışığında farklı soğutma işlemlerinin olası pozitif etkilerinin diş hekimliği pratiğinde daha kararlı bir bağlantı sağlayabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmada, farklı soğutma sürelerinin zirkonyum dioksit alt yapı materyali ve üst yapı seramiği arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkilerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramiğin Tarihçesi

Seramik sözcüğü Yunanca “topraktan yapılmış” anlamına gelen “keramikos” sözcüğünden türetilmiştir. Dilimizde “kil kökenli pişmiş materyal” olarak tanımlanır. Porselen ise 3000 yıldır kullanılan seramiklerin özel bir türüdür. Geleneksel üç doğal mineral olan saf beyaz kil, kuartz ve feldspatın karışımından oluşur. Karışımında bu üç doğal mineral dışında farklı bir mineralin yer aldığı durumlarda ise porselen sözcüğü yerine seramik sözcüğünü kullanmak daha doğru olacaktır (18).

İlk seramikler ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılmıştır. Bu materyalin opak, zayıf ve poröz yapısından dolayı diş hekimliğinde kullanımı uygun değildir (19). Dental restorasyonlar için gerekli olan translüsensi ve ekstra dayanıklılığı bu madde ile harmanlanan silika ve feldspat gibi mineraller sağlamaktadır (20).

Seramik, diş hekimliğinde ilk olarak 1774 yılında Saint Germain Laye bölgesinde eczacılık yapan Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. İlk kişisel seramik dişlerin, 1808 yılında Paris’te yaşamış İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmesi ile estetik açıdan diş hekimliğinde büyük gelişme kaydedilmiştir. Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar sayesinde metalik bir dayanağa lehimlenebilmesi sağlanmıştır (18, 21).

İlk uygulamalarda, üretilen blok porselenler eksik diş boşluklarına uyacak şekilde möllemeyle aşındırılarak hazırlanmıştır. Porselenin kaviteye göre pişirilmesi ilk olarak 1887 yılında Charles H. Land tarafından gerçekleştirilmiştir. Dr. Land 1895 yılında platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başararak günümüzde kullanılan porselen jaket kronu ortaya koymuştur (18).

Porselen jaket kronlar mükemmel estetiğe sahip olmalarına rağmen düşük direnç ve kötü kenar uyumu nedeni ile yüksek oranda başarısızlık göstermiştir. 1950’lerde, seramiğin potasyum oksit ( $K_2O$ ) içeriğinin artırılmasıyla ısıl genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımlarla kullanımı sağlanmıştır. 1962 yılında Weinstein tarafından metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır (22, 23, 24, 25, 26).

Metal alt yapı ile restorasyon direnci artmış ancak metalin ışığı geçirmemesi seramiğin yarı geçirgen özelliğini tamamen gidererek restorasyonun doğal rengini etkilemesine neden olmuştur. Metal alt yapı üzerine uygulanan opak tabakanın renk üzerindeki etkisini gidermek için gövde seramiğinin kalın olması gerekmiştir. Metal alt yapı ve kalın seramik tabakası ilave dış preparasyonunu zorunlu kılmış, araştırmacılar bu dezavantajları gidermek için metal desteksiz yüksek dirençli seramikler elde etmeye yönelmişlerdir (27).

McLean ve Hughes, 1965 yılında yaptıkları çalışmada cam seramik içine %40-50 oranında alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kristalleri ekleyerek dayanıklılığı arttırmışlar ve metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeleri başlatmışlardır. Bu şekilde metal desteksiz restorasyonların bükülme dayanıklılığı 130 MPa'a kadar yükseltilmiştir. Bu gelişme aynı zamanda günümüzdeki tam seramik sistemlerin temelini oluşturmaktadır. Bu kronlar ön bölgede başarıyla kullanılırken, arka bölgede yapılan tam seramik kronlar aynı başarıyı gösterememiştir (28).

1984 yılında Adair ve Grossman tarafından malzeme dayanıklılığını ve çatlak ilerleme direncini arttırmak için cam matris içerisinde mika kristalleri içeren seramik esaslı "Dicor" materyali geliştirilmiştir. Aynı yıllarda, Bruggers %70 alüminyum oksit içeren "Hi-Ceram" sistemini geliştirmiştir (22, 29). Sadoun tarafından 1985 yılında elde edilen, alüminyum oksit alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği "In-Ceram Alumina" seramikleri yeni geliştirilen tam seramik sistemler olarak tanıtılmıştır (30, 31).

1990'ların başında ısı ve basınç tekniğiyle uygulanan "IPS-Empress" tam seramik sistemi geliştirilmiştir. %34 oranında lösit kristali içeren bu sistemin esası lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kontrollü kristalizasyonudur. Ancak bu sistemin yeterli dirence sahip olmaması nedeniyle 1990'ların sonunda, içeriğinde yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri bulunan ve yüksek dayanıklılığa sahip "IPS-Empress 2" cam seramikler geliştirilmiştir. Bu sistemin bükülme direncinin IPS-Empress'e oranla 3 kat daha fazla olduğu görülmüştür (22, 29, 32).

İlk dental CAD/CAM prototipi 1983'te, Fransa'da Garanciere konferansında sunulmuştur (33). Bu gelişmeleri takiben, 1993'te Andersson ve Oden tarafından CAD/CAM teknolojisi ile yüksek oranda alüminyum oksit kristalleri içeren "Procera All Ceram" sistemi geliştirilmiştir (34, 35).

Zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) seramiklerin kullanıma girmesi, CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir. Bu seramiklerin dayanım özellikleri, kullanımını yaygın hale getirmiştir (22, 36). Tam seramik restorasyonlar için ideal alt yapı malzemesi arayışında gelinen son nokta itriyumla stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir (4, 26).

## 2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler; alüminyum, kalsiyum, magnezyum, silisyum, titanyum, zirkonyum gibi bir veya daha fazla metal/yarı metal elementlerin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı inorganik yapıdaki bileşikler olarak tanımlanmıştır (26). Metal olmayan oksijen ( $O_2$ ) elementi matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da yarı metal atomlar, oksijen atomları arasında yer alır (37). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler temel olarak, merkezde bulunan silisyum atomunun etrafını saran dört adet oksijen atomuyla kimyasal bağlar yaparak meydana getirdiği tetrahedral ( $SiO_4$ ) yapıdan oluşmaktadır. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptirler. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal ve ısı etkilere direnç gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir (38).

Geleneksel dental seramikler temel olarak; kuartz, kaolin (saf kil) ve feldspat karışımından oluşmaktadır ( $Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$ ) (39). Bileşim açısından dental seramiğin eşya yapımında kullanılan porselenden oldukça farklı olduğu görülür. Diş hekimliği seramiğinde kaolin ya çok az oranda bulunur ya da hiç bulunmaz (26, 40).

### 2.2.1. Feldspat ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ve $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ )

Dental seramiklerin ortak yönü feldspata olan bağımlılıklarıdır. Feldspat, farklı seramiklerin oluşturulmasında katkı maddelerinin eklenebildiği camsı matriksin oluşturulmasından sorumlu ana bileşendir (37, 41). Ergime sıcaklığı  $1100-1300^\circ C$  arasında olan feldspat, pişirme işlemleri sırasında diğer bileşenleri bir arada tutan bir matriks görevi görmektedir. Ergidikten sonra ise camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelmekte ve seramiğe şeffaflık kazandırmaktadır. Seramiğin yapısında %70-90 arasında bulunur (19, 26, 38, 42).



Doğada bulunan feldspat saf değildir, iki maddenin karışımında bulunur: potasyum aluminasilikat ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) (ortoklas yada potasyum feldspat olarakta bilinir) ve sodyum aluminasilikat ( $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) (albit yada sodyum feldspat olarakta bilinir) yapısındadır (43). Bu iki feldspat tipi seramiğe oldukça farklı işlenebilirlik özellikleri kazandırır (26).

Potasyum feldpat, restorasyonlara şeffaflık kazandırdığı için günümüz seramik sistemlerinin çoğunda mevcuttur.  $1250^{\circ}C - 1500^{\circ}C$  arasında eritildiğinde bir cam oluşturmak üzere kaolin ve kuartz ile birleşir (43). Eriyik halindeki camın yalnızca viskozitesini arttırmakla kalmaz, fırınlama sırasında akmasını da engeller. Bir başka deyişle, eriyik halindeki malzemelerin akıcılığını azaltır ve seramik kütlesinin fırınlanma sırasında morfolojisini korumasını sağlar (26). Sodyum feldpat, ergime sıcaklığını ve seramiğin birleşme sıcaklığını düşürür, akışkanlığı artırır (37). Şeffaflıkla ilişkisi yoktur ve potasyum feldspata oranla daha az tercih edilir (26).

### **2.2.2. Kuartz ( $SiO_2$ )**

Kuartzın asıl yapısı silikadır ve matriks içinde doldurucu görev yaparak seramiğin iskeletini oluşturur. Ergime derecesi çok yüksek ( $1685^{\circ}C$ ) olan kuartz, seramik kitlenin şeffaflığında ve yüksek sıcaklıklarda stabilitesinin korunmasında etkili olmaktadır, fırınlama sonrası kontraksiyonu engeller, ancak yapıyı da kırılğan hale getirmektedir. Seramiğin yapısında %11-18 arasında bulunur (26, 38, 42).

### **2.2.3. Kaolin ( $Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$ )**

Kaolin, suyla karıştırıldığında yapışkan bir hal alır. Bu özelliğiyle seramiği bir kütle haline getirir ve seramiğin daha kolay şekillendirilmesini sağlayarak işlenebilirliğini artırır. Yüksek sıcaklıklara maruz kaldığında, kuartz partiküllerine yapışarak önemli derecede büzülme göstermektedir. Aynı zamanda  $1800^{\circ}C$ 'de erimesi nedeniyle seramik yapısı içerisinde sıcaklığa en dayanıklı maddedir. Opak yapısı nedeniyle ışık geçirgenliğini sağlayamaz, bu nedenle seramiğe çok az miktarda ilave edilir. Seramik yapısında %1-10 arasında bulunur. Şeffaflığı azaltabileceği için mine tozlarında hiç kullanılmaz. Dış hekimliğinde, düşük kaolin içeren ve cam fazı daha fazla olan seramikler tercih edilmektedir (19, 26, 37, 38, 42).

Seramiklerin yapısında bu üç ana maddeye ek olarak ayrıca, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminisans özelliği veren ajanlar da yer alır (38, 42).

#### **2.2.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler**

Akışkanlar, silisyum (Si) gibi cam yapıcı elementler ile oksijen arasındaki bağlanmayı azaltarak camsı geçiş sıcaklığını düşürmektedirler. Cam modifiye edici olarak adlandırılan magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) ve baryum oksit (BaO) gibi metal oksitler ise yapıya sertlik, stabilite, düşük ergime sıcaklığı ve devitrifikasyona karşı direnç gibi özellikler katmaktadırlar. Devitrifikasyon; kristal yapısının bozulması anlamına gelir. Bu olay seramiği zayıflatır ve bulutlu bir görünüm ortaya çıkartır (26, 38, 40, 42).

#### **2.2.5. Ara Oksitler**

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde temel silikat ( $SiO_4$ ) yapısına akışkanlar ve cam modifiye edicilerin ilave edilmesi, seramiğin camsı geçiş sıcaklığını düşürmekle birlikte viskozitesini de azaltmaktadır. Diş hekimliği seramikleri piropplastik akıcılığa karşı (fırınlanma sırasında ortaya çıkan akma) dirençli olmak zorundadırlar. Bu durum ara oksitlerin kullanılmasıyla sağlanır. Camın sertliğini ve viskozitesini arttırmak için alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) gibi ara oksitler kullanılır (26, 38, 41).

#### **2.2.6. Renk Pigmentleri**

Dental porselenleri renklendirmek için metal oksitlerden yararlanılır. Bunlara renk fritleri de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere cam tozları halinde metal oksitler eklenir. Titanyum oksit sarı renk, uranyum oksit sarı-portakal rengi, krom alüminyum oksit gül rengi, metalik altın kahverengi-kırmızı renk, demir oksit veya nikel oksit kahverengi renk, kobalt alüminyum oksit mavi renk, krom oksit veya bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat veya platin gri renk verir (42, 44).

### **2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar**

Seramiğin fazla şeffaf olmasından dolayı özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim gösterir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu amaçla sıklıkla seryum dioksit ( $\text{CeO}_2$ ), titanyum dioksit ( $\text{TiO}_2$ ) ve zirkonyum dioksit ( $\text{ZrO}_2$ ) kullanılır (38, 44).

### **2.2.8. Lüminisans Özelliği**

Lüminisans; parlama, ışıldama anlamına gelir. Fosforesans ve floresans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, üzerine gelen ışık ortadan kalktıktan sonra da, önceden emdiklerinden daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Dental seramiklerde fosforesans özelliği yoktur. Floresans ise belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından emilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasıdır, bu tür cisimlere floresan denir. Doğal dişler gün ışığında bir miktar floresans gösterirler. Bazı seramikler ultraviyole ışık altında mavimsi-beyaz bir floresans oluşturma özelliğine sahiptirler. Bu özellik için daha önceleri, uranyum tuzları ve sodyum diürenat gibi radyo aktif maddeler eklenirken, günümüzde bu maddelerin zararlı etkilerinden dolayı evropiyum (Eu), samaryum (Sm), iterbiyum (Yb) gibi lantanitler kullanılır (38, 42, 44).

### **2.3. Dental Seramiğin Mekanik Özellikleri**

Seramikler; sertlikleri, düşük ısı ve elektrik iletkenlikleri, düşük gerilme dirençleri, yüksek ergime dereceleri, yüksek baskı dayanımları ve yüksek optik özellikleri olan materyaller olarak tanımlanabilirler. Ayrıca kararlı yapıdadırlar ve çözülmezler. Glazürlenmiş seramik yüzeyi asitlere karşı dayanıklıdır ve ağızda oluşan pH değişikliklerinden etkilenmez. Bunun yanı sıra seramikler, diş hekimliği malzemeleri içinde plak birikimine en az imkan veren materyallerdir (19, 38).

Dental seramiklerin en büyük dezavantajı, 3-6  $\mu\text{m}$  uzunluğundaki “Griffith çatlakları” adı verilen mikroçatlaklar nedeni ile gerilme dirençlerinin düşük olmasıdır (40). Bu çatlaklar, gerilime neden olur. Gerilim değerleri bölgesel olarak atomlar arası bağı koparacak seviyeye ulaşır, çatlak ilerler ve sonuçta kırılmaya sebep olur.

Dental seramiklerin basma dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına karşın, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür (38, 42).

Seramiklerin dayanıklılığı, yüzeydeki pürüzlerden, yapısındaki boşluklardan ve poroziteden etkilenir. Isıl gerilimlere bağlı olarak oluşan çatlaklar, restorasyonun yavaş soğutulmasıyla önlenir (45). Seramik kronlarda çatlaklar glazürlenmemiş iç tabakadan başlar ve dışa doğru ilerler (40). Dental seramiklerin kırılma dayanıklılığı statik yorgunlukla artar. Restorasyonun dayanıklılığı zamanla azalır ve materyal teorik dayanıklılığından daha düşük gerilimler karşısında başarısızlığa uğrar (26).

#### **2.4. Dental Seramiğin Güçlendirilmesi**

Seramik kronlarda, özellikle çekme gerilimlerinin yüksek olduğu bölgelerde gözlenen yüzey çatlakları, seramiği zayıflatıcı etkiye sahiptir. Cam içerisinde küçük ve sert kristaller homojen olarak dağıldığında, seramik yapısı daha güçlü hale gelir. Bunun nedeni, oluşabilecek çatlakların, bu güçlendirilmiş yapı içerisine, cam yapıya olduğu kadar kolay penetre olamamasıdır (26, 42). Dental seramikler, alüminyum oksit, lösit, tetrasilik flormika, magnezyum-alüminyum oksit spinel gibi kristalin fazlar ile daha da güçlendirilmişlerdir. Bunların aksine, birincil olarak zirkonyum dioksit kristaller ile güçlendirilmiş dental seramiklerde faz transformasyonu söz konusudur. Zirkonyum dioksit, ısı etkisiyle tetragonal fazdan monoklinik faz transformasyonuna uğrar. Elde edilen yapı oldukça güçlüdür ve özellikle günümüz tam seramik uygulamalarında, posterior bölgelerde tercih edilmektedir (26).

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için, çekme gerilimleri altında oluşan çatlakları engelleyici bir mekanizma olmalıdır. Bu amaçla seramik malzemenin yüzeyinde oluşan çekme kuvvetlerini sınırlayan daha dayanıklı bir alt yapı ile desteklenmesi düşüncesi öne sürülmüştür (22, 26, 46). Son yıllarda alt yapısında da seramik içeren restorasyonlar daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Kron ve köprü yapımında kullanılan tam seramik restorasyonlar; feldspatik seramikler, cam seramikler, cam infiltre edilmiş seramiklerdir. Son zamanlarda bunlara alüminyum oksit ve zirkonyum dioksit içeren seramikler de eklenmiştir (47). Zirkonyum dioksit; boyutsal stabilitesinden, yüksek mekanik dayanıklılığından, kırılma tokluğundan ve elastiklik modülünün paslanmaz çeliğe olan yakınlığından dolayı tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (15).

## **2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler farklı araştırmacılar tarafından fırınlama ısıları, üretim yöntemleri ve mikroyapıları esas alınarak sınıflandırılmıştır.

### **2.5.1. Dental Seramiklerin Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırılması**

Feldspat bileşimindeki çeşitlilikler farklı özellikleri ortaya çıkarır ve feldspatik seramiklerin nasıl sınıflandırılacağını belirler (37). Cam yapının değiştirilmesi amacıyla kullanılan metal oksitler ile farklı pişirilme derecelerinde seramikler üretilmektedir. Bu derecelere göre seramikler dört sınıfa ayrılır:

- |                   |                    |
|-------------------|--------------------|
| 1 - Yüksek ısı    | : 1300°C - 1370 °C |
| 2 - Orta ısı      | : 1100°C - 1300°C  |
| 3 - Düşük ısı     | : 850°C - 1100°C   |
| 4 - Çok düşük ısı | : ≤ 850°C          |

Yüksek ısı seramikleri total ve hareketli bölümlü protezler için kullanılan seramik prefabrike dişlerin üretiminde tercih edilmektedir. Orta ısı seramikleri, prefabrike pontik (ara gövde) dişlerin üretiminde, düşük ısı seramikleri ise daha çok laboratuvar porselen fırınlarında kullanılmaktadır. Metal destekli seramik ve jaket kronlarda kullanılan seramikler ile glazür ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir. Dördüncü grup çok düşük ısı seramikleri, düşük ısı seramiklerine alüminyum oksit ilave edilmesi ile elde edilmiştir (26).

### **2.5.2. Dental Seramiklerin Üretim Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması**

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre 5 sınıfa ayrılabilirler.

1. Geleneksel toz-likit seramikler
2. Dökülebilir seramikler
3. Preslenebilen seramikler
4. Bilgisayar yardımıyla hazırlanabilen seramikler
5. İnfiltre seramikler (39).

### **2.5.2.1. Geleneksel Toz-Likit Seramikler**

Seramik tozlarının likitle karıştırılmasıyla elde edilen ürün, day materyali üzerine uygulanarak restorasyonun formu oluşturulur. Seramik tozlarının farklı renkleri kullanılarak restorasyon istenen renkte hazırlanır. Direnci arttırmak için metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan geleneksel feldspatik seramiğin kristalin içeriği yükseltilmiştir (39).

Optec HSP (Jeneric/Pentron), lösitle güçlendirilmiş feldspatik seramiğe bir örnektir. Yaklaşık %50 oranında lösit kristalleri içerir. Alt yapı seramiği kullanılmadan tam seramik yapımında kullanılan bir sistemdir. (48) Feldspatik seramikten daha dirençli olmasına rağmen kor içeren seramiklerden daha dayanıklı bulunmamıştır (25). Bükme dayanımı 105-170 MPa arasındadır (49).

Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik) kimyasal yapısında %70 oranında  $Al_2O_3$  içerir, daha dirençli seramik korlar üretmek için yüksek oranda alüminyum oksit kullanılmıştır (48). Geleneksel seramikten %25 daha serttir ve bükme dayanımı 141-180 MPa arasındadır (49).

### **2.5.2.2. Dökülebilir Seramikler**

Genellikle katı seramik ingotlar halinde bulunurlar. Bu materyaller genellikle tek renkte olup, final restorasyonun istenen renk ve karakterizasyonu, boyanarak sağlanmaktadır. Eğer sadece kor alt yapısı elde edilmişse, geleneksel feldspatik seramikle restorasyon tamamlanır (39, 50).

Restorasyonlar, kayıp mum tekniği kullanılarak santrifüjlü döküm cihazında ısıtılan cam seramiğin dökümüyle oluşturulur. Seramikleşme (ceramming) adı verilen özel bir ısı işleminin uygulanmasıyla kontrollü bir kristalleşme sağlanır ve bu da dayanıklılığı artırır (48).

Bu grubun en önemli örneği mikamsı cam seramik olan Dicor sistemidir (Dentsply). Adair ve Grossman tarafından 1980'lerin başlarında geliştirilen Dicor, hacimsel olarak %45 cam ve %55 oranında mika kristalleri içerir. Bu sistemde Dicor alt yapı ve bununla uyumlu üst yapı seramiği bulunmaktadır (48, 51). Bükme dayanıklılığı 135-152 MPa arasındadır (52).

### 2.5.2.3. Preslenebilen Seramikler

Preslenebilen seramikler; üretim kolaylığı (kayıp mum tekniği), marjinal bütünlük, üstün mekanik özellikler, presleme ile net bir formun oluşturulması ve azalmış porözite gibi nedenlerle dental restoratif sistemin en popüler ürünlerinden biridirler (53). Seramik ingotlar halinde bulunan bu ürünler, yüksek ısılarda eritilip, kayıp mum tekniği yoluyla kalıplara preslenerek kullanılırlar. Bu şekilde preslenerek elde edilen yapı; restorasyonun tüm konturlarını içerebileceği gibi geleneksel feldspatik seramiklerin uygulanacağı bir alt yapı olarak da hazırlanabilir (39).

IPS Empress (Ivoclar), lösitle güçlendirilmiş bir cam seramik sistemidir ve tek üye restorasyonların yapımı için geliştirilmiştir (51). Tam konturlu kronun mum ile modelajı yapılır, özel revetmana alınır ve 850°C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Döküm yoluna seramik ingot yerleştirilir. Sıcaklık 1150°C'ye çıktıktan sonra erimiş olan seramik ingot vakum altında preslenir. Fırınlama sırasında geleneksel seramik sistemlerinde görülen büzülme bu sistemde görülmez. Soğuma esnasında görülen büzülme ise cam ile benzer genleşme katsayısına sahip revetman ile önlenir (39). Bükme direnci ortalama 84-134 MPa olarak belirtilmiştir (52, 54).

IPS Empress 2 (Ivoclar), üç üyeye kadar sabit restorasyonların (2. premolar dişin en son distal destek olması şartıyla) yapılabilmesi için geliştirilmiş bir sistemdir. Kırılma direnci IPS Empress sistemine oranla üç kat daha artmıştır (55). Kimyasal dayanıklılıktaki en önemli gelişme lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ ) gibi esas bileşimler arasında kuvvetli bir bağlantı kurulması ile sağlanmıştır (53). IPS Empress 2 sisteminde, lityum disilikat cam seramik ingotlar özel fırınında 920°C'de viskoz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır (50). Bükme direnci 300-400 MPa olarak belirtilmiştir (53).

Preslenebilir seramiklerle hazırlanan restorasyonların yapımında kullanılan iki farklı teknik vardır. Bunlar; boyama tekniği ve tabakalama tekniğidir. Boyama tekniğinde, restorasyonun tüm konturlarıyla mum modelajı yapıp renksiz bir seramik ingottan preslenir. Daha sonra elde edilen bu yapı boyanarak istenilen renge ulaşılır. Tabakalama tekniğinde ise, alt yapı mum modelajı yapıp preslendikten sonra tabakalama seramikleri istenilen renk ve formda uygulanıp fırınlanarak restorasyon tamamlanır (53).

#### **2.5.2.4. Bilgisayar Yardımıyla Hazırlanan Seramikler**

Bilgisayar destekli freze sistemleri, yüksek ısı nedeniyle ortaya çıkan pöröziteyi, düzensizlikleri ve büzülmeleri ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Bu sistemlerde, farklı renklerde seramik bloklar, bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim 'CAD/CAM' yöntemi ile bitmiş restorasyon haline getirilir (39).

Procera AllCeram (Nobel Biocare) %99,9 oranında alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) içeren seramik alt yapı maddesidir. Sinterlenmiş alüminyum oksit seramik kronların yapımı için CAD/CAM teknolojisi kullanılır. Çalışma modeli taranarak elde edilen bilgiler merkezi laboratuvara gönderilir. Önceden hazırlanmış alüminyum oksit bloklardan alt yapı üretilir. Alt yapı üzerine feldspatik tabakalama seramiği uygulanır. Celay sisteminde (Mikrona Technologies), ilk önce kompozit materyalden modelaj hazırlanır. Hazırlanan kompozit restorasyonun taranmasıyla elde edilen bilgi sistemin freze yapan kısmına aktarılır (20, 48, 51, 56, 57).

#### **2.5.2.5. İnfiltrasyon Seramikler**

Bu seramikler, pöröz yapıda üretilmiş toz (alüminyum oksit) ve yüksek sıcaklıkta pöröz yapıya infiltrasyon olan cam olmak üzere iki bileşen halinde bulunurlar. Bu bileşenlerden hazırlanan alt yapıya feldspatik tabakalama seramiği uygulanır. In-Ceram (Vita Zahnfabrik) sisteminde, hazırlanan pöröz alüminyum oksit alt yapıya erimiş alüminosilikat camın infiltrasyon olması esastır (39).

##### **A. In-Ceram Alüminyum oksit infiltrasyon seramikler**

Fransız araştırmacı Dr. Sadoun tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (58). Yüksek oranda sinterlenmiş ve cam infiltrasyon edilmiş alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) içerir (59). Slip-casting tekniğiyle ya da üretici tarafından hazırlanmış yarı sinterlenmiş blokların CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenmesi ile hazırlanır (60, 61).

Slip-casting tekniğinde, ısıya dayanıklı day model üzerine, saf alüminyum oksit uygulanarak alt yapı hazırlanır. Bu yapı  $1120^{\circ}C$ ' de 10 saat sinterlenerek opak ve pöröz alt yapı oluşturulur. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra cam infiltrasyon işlemine geçilir. In-Ceram cam tozu, distile su ile karıştırılarak alt yapı üzerine uygulanır.  $1100^{\circ}C$ 'de 4 saat fırınlanır. Bu aşamada eriyen cam, kılcal



hareketle akarak pöröz alüminyum oksit alt yapıya infiltre olur. Oldukça kırılğan ve süngerimsi yapıda olan alt yapı materyaline cam infiltasyon işlemi uygulanarak dayanıklı hale getirilir. Restorasyonun son şekli hazırlanan alt yapı üzerine tabakalama seramiğinin geleneksel toz-likit tekniği ile uygulanmasıyla oluşturulur (51). In-Ceram Alüminyum oksitin bükme dayanıklılığı 236-600 MPa arasındadır. (59, 62, 63) Anterior ve posterior bölgede tek kronlar, anterior bölgede üç üyeli köprülerin yapımında tercih edilmektedirler (25, 64).

### **B. In-Ceram Spinell infiltre seramikler**

Magnezyum oksit-alüminyum oksit yapıdan oluşur. Spinell ( $MgAl_2O_4$ ) ilavesi, alüminyum oksit esaslı materyalin şeffaflığını arttırarak daha iyi bir estetik sağlarken seramiğin dayanıklılığında azalmaya sebep olmaktadır. Saf alüminyum oksit alt yapılaraya göre daha şeffaftır, fakat daha düşük dayanıklılığa sahiptirler (25). Bu nedenle, sadece yarı şeffaflığın önemli olduğu anterior kronlar için alt yapı materyali olarak kullanılırlar. In-Ceram Alüminyum oksite benzer yöntemle pişirilir. Bükme dayanıklılığı yaklaşık 283-377 MPa'dır (63, 65).

### **C. In-Ceram Zirkonyum dioksit infiltre seramikler**

In-Ceram Zirkonyum dioksit, In-Ceram Alüminyum oksit sisteminin bir alternatifi olup, yapıya %35 oranında yarı stabilize zirkonyum dioksit ilavesi yapılaraya modifiye edilmiş halidir. Yaklaşık olarak %65  $Al_2O_3$  ve %35  $ZrO_2$  içerir (59, 64, 66). Alt yapı materyalinin opaklığından ve şeffaflık özelliğinin eksikliğinden dolayı, posterior bölgede alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (57, 66).

Zirkonyum dioksit ilavesi ile materyalin direnci arttırılmış ve posterior bölgedeki restorasyonların yapımını mümkün kılmıştır. Yapılan çalışmalarda bükme dayanıklılığının 421-800 MPa arasında olduğu belirtilmiştir (57, 59, 62, 63).

### **2.5.3. Dental Seramiklerin Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması**

Seramiklerin mikroyapı temelindeki sınıflandırmasında bileşimlerindeki cam ile kristalin oranı ölçüt olarak kullanılabilir. Dental seramikler, kristal içermeyen cam yapıdan sadece kristal içeren yapılaraya kadar farklı cam-kristal oranlarına sahiptirler. Dental seramikler mikroyapılarına göre dört ana bileşim kategorisinde ve bunların alt gruplarında sınıflandırılarak ele alınabilir (67, 68, 69).

### **2.5.3.1. Cam temelli (silika temelli) sistemler**

Cam temelli sistemler ana bileşen olarak silika veya kuartz olarak bilinen silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ) içermektedir. Bu silika yapısı çeşitli miktarlarda alüminyum oksit içerir ve alüminosilikat olarak adlandırılır. Alüminosilikatlar doğada potasyum ve sodyum atomlarını da içerirler ve feldspat olarak adlandırılırlar (70).

Bu kategorideki maddeler günümüzde alüminyum oksit temelli kor sistemleri ile tam seramik restorasyonlarda tabakalama seramiği şeklinde kullanılabilirler. Bu gruptaki sistemlerin üretim yöntemleri çeşitlidir; restorasyonlar toz-sıvı karışımı şeklindeki üretilbileceği gibi makine ile şekillendirilebilir bloklardan da elde edilmektedir. Cam temelli sistemler cam faz içerdiklerinden çeşitli asitlerle pürüzlendirilebilir ve rezin simanlarla yüksek adeziv bağlanma gerçekleştirirler. Bu seramiklerin kırılma dayanıklılığı azdır ve yüzey çatlaklarına karşı dirençleri düşüktür. Bu nedenle ön bölgede gerilimin az olduğu durumlarda kullanılırlar (70).

### **2.5.3.2. Doldurucu içeren cam temelli sistemler**

Camlara kristal bileşenin eklenmesi seramiğin optik ve mekanik özelliklerini geliştirir; kristal faz ışığın dağılmasını ve opaklığı sağlar, şeffaf camsı fazın dış sert dokularına renk uyumunu iyileştirir, ayrıca seramiğin genel dayanımına da katkıda bulunur (67). Kristal fazın içindeki kristal miktarının fazla olması sayesinde seramik fırınlama sırasında daha stabil hale gelir (71). Cam faz içinde kristal fazın varlığı çeşitli şekillerde sağlanır; kristal faz cama eklenir ya da cam faz içinde kontrollü şekilde oluşturulur. Güçlendirme etkisi; kristalin türüne, boyutuna, hacmine, oranına ve cam matrisle arasındaki ısı genleşme katsayısı farkına bağlıdır (26, 72).

Bu kategorideki maddelerin cam bileşimi birinci kategorideki cam temelli sistemler ile temelde aynıdır. Bu grupta camdan farklı olarak cam matrisin içine farklı miktar ve türlerde kristaller ya eklenmiş ya da bunlar kristalizasyon ile oluşturulmuştur. Eklenen veya oluşturulan kristal türleri temel olarak lösit, lityum disilikat ve fluoroapatittir. Lösit kristali alüminosilikat camın potasyum oksit içeriğini artırmakla elde edilirken lityum disilikat kristalleri alüminosilikat cama lityum oksit eklenerek oluşturulur. Bu kategoride mikroyapı temelli üç altgrup bulunmaktadır (67).

### **A. Düşük-orta seviyede lösit içeren feldspatik camlar**

Bu alt grupta azdan orta miktara kadar lösit içeren feldspatik camlar bulunur. Bu alt gruba 'feldspatik seramik' diye adlandırılan seramikler de dahildir. Feldspatik seramikteki lösit ile alüminosilikat camlarda oluşan lösitin kaynağı farklıdır. Alüminosilikat camlara lösit eklenmemektedir, ısı uygulandığında kendi yapıları olan feldspattan lösit kristalleri oluşmaktadır, bu şekilde oluşan lösit kristalleri doldurucu olarak sayılmazlar. Feldspatik seramikte ise; lösit, cama doldurucu olarak eklenmektedir. Lösit eklendiğinde seramiğin ısıl genleşme katsayısı artar, metal ve zirkonyum dioksit alt yapıların üzerine uygulanabilir hale gelir (67).

Eklenen lösitin miktarı kullanılan alt yapıya ve bu alt yapının ısıl genleşme katsayısına göre değişmektedir. Lösit eklenmiş seramikler genellikle toz-sıvı karışımı yöntemi kullanılarak üretilirler. Lösit kristallerinin boyutları yirmi ile birkaç yüz mikrometre arasındadır ve dağılımları rastgele şekildedir. Bu büyük parçacık boyutu ve parçacıkların rastgele dağılımı maddenin kırılma dayanıklılığını azaltmakta, mineye karşı aşındırıcılık özelliğini ise arttırmaktadır (67). Bu alt grupta bulunan seramikler alt yapı sistemlerinin tabakalanması için idealdir (73).

### **B. Yüksek seviyede lösit (yaklaşık %50) içeren camlar, cam seramikler**

Bu alt gruptaki seramikler yüksek miktarda (yaklaşık %50) lösit içeren cam seramiklerdir. Camsı faz yine alüminosilikat cam temellidir. Bu maddeler toz-sıvı karışımı yoluyla şekillendirilerek veya yüksek basınçla kalıplanarak kullanılabilirler. Bu maddelerde, cam matriks içinde camın kontrollü kristalizasyonu ile kristalin faz oluşturulur (74). Bu kristaller sayesinde çatlak oluşumu azalır ve mekanik özellikler gelişir. Cam seramikler dış dokularına rezin simanlar aracılığıyla bağlantı kurup klinikte çok yüksek bağlantı dayanıklılığı sergilerler (71).

### **C. Lityum disilikat cam seramikler**

Bu alt grupta, alüminosilikat cama lityum oksit eklenmesi ile elde edilen bir cam seramik olan lityum disilikat cam seramik bulunmaktadır. Bu maddelerde cam seramiğin hacim olarak yaklaşık üçte ikilik kısmı lityum disilikat kristallerinden meydana gelmiştir. Basınçla kalıplanabilir ya da makine ile şekillendirilerek kullanılabilirler. Bu maddeler yüksek kristalin içeriklerine rağmen kristallerinin görece düşük kırma indeksleri nedeniyle çok yüksek yarı şeffaflık gösterirler.

Yüksek yarı şeffaflıkları sayesinde bu seramiklerle tam konturlu restorasyonlar yapılabilir ya da en yüksek seviyede estetik için alt yapı seramiği olarak kullanılırlar ve özel bir seramik ile tabakalanabilirler (74).

### **2.5.3.3. Cam doldurucu içeren kristalin temelli sistemler**

Cam infiltre edilmiş, kısmi sinterlenmiş alüminyum oksit sistemleri (örn: In-Ceram) bu kategoridedir (75). Bu sistemde hacmin çok büyük miktarı sinterlenmiş kristalin matrizen oluşmaktadır. Bu tür sistemler %85 oranında alüminyum oksit içeren boşluklu bir alt yapı ve buna infiltre edilmiş cam içerirler. Bu seramikler camlardan ve cam-seramiklerden çok farklı yapıdadır. Cam seramiklerde kristaller arasında bir bağlantı mevcut değilken cam doldurucu içeren kristalin temelli seramiklerde kristalin fazdaki parçacıklar birbirlerine bağlanmıştır. Bu seramiklerde kristalin faz; alümina, alümina-zirkonya ya da alümina-magnezya karışımından (spinel) oluşabilir. Bu sistemler yüksek dayanıklılığa sahiptir; tek üye olarak dental arkın her bölgesinde, kısa köprü alt yapıları olarak ön bölgede kullanılabilirler. Alümina-zirkonya seramik sistemleri çok opak olduğundan sadece azı dişlerinde kullanılmalıdır. Alümina-magnezya (spinel) sistemleri daha yüksek yarı şeffaflığa sahip olduklarından ön bölgede kullanılabilirken dayanıklılığı zayıf olduğundan arka bölgede kullanılmamalıdır (71). Bu seramikler slip casting yöntemiyle ya da yarı sinterlenmiş blokların frezelenmesi yöntemiyle üretilebilir. Alümina ya da spinell alt yapılara bu şekillendirmenin ardından cam infiltre edilir (76).

### **2.5.3.4. Polikristalin seramik yapılar**

Bu kategorideki seramiklerin elde edilmesi tek fazlı seramik kristallerinin hiçbir ek cam matris olmaksızın doğrudan sinterlenmesi yoluyla gerçekleştirilir. Sonuç olarak hava, cam gibi maddeleri içermeyen yoğun polikristalin yapılar elde edilir. Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) ve zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) yaygın olarak kullanılan polikristalin seramiklerdir. Kristaller düzgün şekilde dizildiğinden bu seramiklerde çatlak ilerlemesi çok zor gerçekleşir. Bu tür seramiklerin dayanıklılıkları ve kırılma peklikleri dental seramikler arasında en yüksek seviyededir (70). Bu kategorideki seramikler üç üretim yöntemi ile kullanılırlar;

1) Final alt yapısının sinterlenmiş bloktan freze yoluyla elde edilmesi.

2) Optik olarak taranmış daydan elde edilen büyütülmüş bir dayın (oversized die) üzerine alüminyum oksit ya da zirkonyum dioksitin kendi likiti ile karıştırılarak fırça yardımıyla uygulanması, fırınlanması, sinterlenmesi ve sonunda taranmış day boyutlarına büzülmesi ile üretim.

3) Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit blokların büyütülmüş alt yapılar (oversized coping) şeklinde makine ile şekillendirilmesi, fırınlanması, tam sinterlenmenin gerçekleşmesi ve büzülmesi ile daya uyumlanması (70).

#### **2.5.3.4.1. Zirkonzahn Sistemi**

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM yoluyla hem de manuel olarak üretim yapılabilir. Yeşil zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar kullanılır. Manuel üretim yönteminde; alçı model üzerinde, restorasyonun alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit tasarım, sistemin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise freze işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Dokunma probu, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonyum dioksit blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra yaklaşık 1500°C’de 16 saat süre ile sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve alt yapı, CAD/CAM kullanılarak zirkonyum dioksit bloktan frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Bu sistemde, zirkonyum dioksit blok olarak “ICE Zirconia”nın dışında, “Prettau Zirconia” adında yeni bir blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tamamının bu bloktan üretilmesi ve tabakalama seramiğine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir (77, 78, 79).

## 2.6. Zirkonyum

Zirkonyum, periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metallar grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Arapça “altın renginde” anlamına gelen “zargon” kelimesinden türetilmiştir. Doğada hiçbir zaman saf halde bulunmayan zirkonyum birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) bilinen bileşikleridir. Zirkonyum dioksit, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth’un, oksit üretmek için zirkon taşlarını alkaliler ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiştir (80). Dış hekimliğinde kullanıma uygun olmayan bu minerallerin uzun işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonyum tozu elde edilir. Zirkonyum, ancak bu saflaştırma işleminden sonra biyomateryal olarak kullanılabilir (80, 81).

Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan zirkonyum dioksitin, sahip olduğu kimyasal özellikler, boyutsal stabilite, mekanik direnç ve paslanmaz çeliğe benzer elastiklik modülü sebebi ile 1960’lı yılların sonlarında biyomateryal olarak kullanımı gündeme gelmiştir. Zirkonyum dioksit, ilk kez tıbbi amaçla 1969 yılında ortopedi alanında kullanılmıştır (80, 82). 1990’ların başında restoratif materyal olarak önem kazanan zirkonyum dioksit tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali haline gelmiştir (83, 84, 85).

### 2.6.1. Zirkonyum Dioksitin Mikroyapısı

Zirkonyum dioksit polimorfik bir malzemedir ve aşağıdaki fazlara sahiptir.

- 1) Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (T): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Kübik faz (C): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz

Zirkonyum dioksit, sinterleme sıcaklığında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Sinterlemenin ardından soğuma sırasında T→M faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada %3-5’lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilimleri dayanıklılığı artırsa da, T→M faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Aksi halde, materyalin soğuması sırasında oluşan bu hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle, zirkonyum

dioksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi gerekmektedir. Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için, saf zirkonyum dioksite kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir (80). Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Zirkonyum dioksite, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece itriyumla stabilize zirkonyum dioksit (Y-TZP) seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (86, 87).

### **2.6.2. İtriyum-Tetragonal Zirkonyum Dioksit Polikristalleri (Y-TZP)**

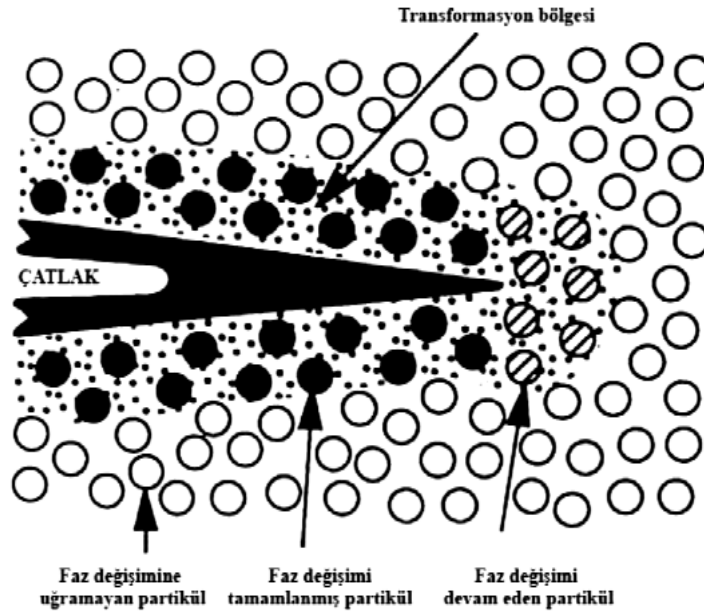
İtriyum oksit, saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyum dioksiti elde etmek amacı ile yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir (88). Tetragonal zirkonyum dioksit polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak %2-3 oranında itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) içerir. Tetragonal tanecikler metastabil (yarı stabil) yapıdadırlar. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. İtriyum stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristalinin tanecik büyüklüğü, içeriğindeki itriyum konsantrasyonuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, T→M faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün  $0,8\mu m$ 'dan küçük olması gerekmektedir (32, 80).

Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden kısmen sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi ile üretilmektedir (89).

### **2.6.3. Zirkonyum Dioksitin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri**

Zirkonyum dioksit, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa, kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200 GPa ve Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katı (1000-1300 Vickers) olarak saptanmıştır (80, 90, 91).

Parsiyel stabilize zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş bir restorasyon, ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiği zaman, yapı içerisindeki kübik matriks üzerine bir baskı uygulanmaya başlar ve bu baskı sonucunda kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi, kristallerde %3-5 oranında hacim artışı oluşturarak kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç gerilim meydana getirir. Bu gerilim alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki gösterir ve böylece ZrO<sub>2</sub> seramiklerinin mekanik özellikleri artırılmış olur. Zirkonyum dioksit dayanıklılığını veren ‘transformasyon sertleşmesi’ adı verilen bu özelliğidir (80, 92)



**Şekil 1.** Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi

Tükürük içindeki su, cam içerikli tam seramiklerde, cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu olay seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Zirkonyum dioksit esaslı seramikler ise cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteyi daha fazladır. Ancak zirkonyum dioksit, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük ısılarda bozulma’ fenomenine sahiptir. 900°C-1000°C’deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (M→T) tetiklendiği belirtilmektedir. Özellikle tabakalama seramiği fırınlanması sırasındaki olası M→T dönüşümü ile baskı gerilimleri serbestleşir ve dayanıklılık azalır (93, 94, 95).



**Tablo 1.** Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri

<b>Özellik</b>	<b>Y-TZP</b>
Kimyasal Kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> + 3mol Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g/cm <sup>3</sup>
Bükülme Dayanıklılığı	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Elastiklik Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanıklılığı	7-10 MPa m <sup>1/2</sup>
Isıl Genleşme Katsayısı	10x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

### **2.7. Zirkonyum dioksit alt yapı ile tabakalama seramiklerinin bağlanma mekanizması**

Tam seramik restorasyonlarda görülen ortak başarısızlık, tabakalama seramiğinin, güçlendirilmiş alt yapıdan tamamen ya da tabakalar halinde ayrılmasıdır (7, 16). Zirkonyum dioksit esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin, alt yapı ile tabakalama seramiği arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve uzun dönem klinik başarıda önemli rol oynadığı belirtilmektedir (4).

Alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler şunlardır:

- 1) Mekaniksel retansiyonu etkileyen alt yapının yüzey özellikleri,
- 2) Uygunsuz ısıl büzülme katsayısının sebep olduğu artık gerilimler,
- 3) Alt yapı ile tabakalama seramiği bağlantı arayüzünde oluşan yapısal kusur ve çatlaklar,
- 4) Alt yapı ile tabakalama seramiği bağlantı bölgesinde, zirkonyum dioksit kristallerinin ısıl etkilere veya gerilim yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirmesi,
- 5) Tabakalama seramiğinin ıslatma özellikleri,
- 6) Tabakalama seramiğinin hacimsel büzülmesidir (11).

## **2.8. Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı Testi**

Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Kırılgan yapılarından dolayı seramiklerin dayanıklılık testlerinin yapılması çok önemlidir (96).

Bugüne kadar materyallerle ilgili çalışmalarda genellikle klinik başarıyı etkileyecek mekanik laboratuvar testleri üzerinde durulmuştur. Farklı tam seramik sistemlerinde alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığının araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlantı dayanıklılığı testidir (15). Makaslama bağlantı dayanıklılığı testi, bir adeziv yardımı ile birbirine bağlanan iki materyalin arasında ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir. Bununla birlikte, adeziv materyallerin klinik performansının tespit edilmesi için in vitro metodun kullanımındaki bazı kritik durumların dikkate alınması gereklidir. Bir in vitro test olan makaslama bağlantı dayanıklılığı testi, kliniğe olan yararlarının artırılması için standardize edilmelidir. Alt yapının tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, yükleme uygulama oranı, kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri gibi faktörler göz önüne alınması gereken önemli faktörlerdir. Bu konuların bazıları için parametreler 2003'te ISO standartları tarafından belirlenmiştir (16).

## **2.9. Soğutma İşleminin Bağlantı Dayanıklılığına Etkileri**

Isıl genişleme katsayılarındaki uyumsuzluğun, tabakalama seramiğinin kalınlığının ve soğutma süresinin zirkonyum dioksit-tabakalama seramiği bağlantısında artık gerilimlerin oluşumunda önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (97). Bu gerilimlerin restorasyon yapısındaki ayrılma miktarının artmasında etkili olabileceği klinik çalışmalarda ortaya koyulmuştur (98, 99).

Polimerik materyaller ısıtıldıkça yavaş yavaş yumuşar, camsı özelliklerini kaybedip viskoz özellikler kazanmaya başlar, soğutuldukça sertleşir. Bu materyallerin ısıtıldıkça sertlik ve kırılma güçlerini kaybettikleri veya soğutulunca katı kütle oluşturdukları ilk sıcaklığa Camsı Geçiş Sıcaklığı (Tg) adı verilir. Bu sıcaklık, erime sıcaklığından her zaman daha düşüktür (26).

Soğutma evresinde tabakalama seramiği yüksek sıcaklıklarda viskoelastik yapıdadır, sıcaklığın materyalin camı geçiş sıcaklığının ( $T_g$ ) altına düştüğü anda ise katı (solid) bir yapıya dönüşür. Sıcaklığın camı geçiş sıcaklığının ( $T_g$ ) üzerinde olduğu ve buna bağlı olarak tabakalama seramiğinin viskoelastik davranışlar gösterdiği durumlarda artık gerilimler oluşabilir. Bununla birlikte, sıcaklığın camı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) ile oda sıcaklığı arasında bulunduğu ve tabakalama seramiğinin katı (solid) formda olduğu durumlarda ise ısı genleşme katsayıları arasındaki farklılıklar nedeniyle alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasında ısı gerilimleri oluşabilir (100, 101).

Seramik materyallerin iletkenliğinin düşük olması (102), hızlı soğutma işlemi esnasında hızlı bir şekilde soğuyan dış yapının bu ısı değişimini materyalin iç yapısına yansıtamamasına sebep olmaktadır, bu durum dış yapıyla iç yapı arasında önemli sıcaklık farklılıklarına ve dolayısıyla da artık gerilim oluşumuna sebep olmaktadır. Gerçekleşen bu ani soğutma işlemi seramik yüzeyinde baskı gerilimleri oluşturur. Soğutma işlemine maruz kalmış seramiğin yüzeyinde oluşan bu baskı gerilimleri iç yapıdaki çekme gerilimleriyle dengelenmektedir. Bu nedenle, baskı yüzeyinde gelişen bir çatlak çekme gerilimlerinin eşliğinde seramik materyalinin iç yapısına da nüfuz etmektedir. Kullanılan materyalin elastiklik modülü, ısı genleşme katsayısı, camı geçiş sıcaklığı ve gerçekleşen ısı değişiklikler soğutma ve katılaşma işlemi esnasında ortaya çıkan gerilim miktarı üzerinde son derece etkilidir (97, 103).

Araştırmaların ortaya koyduğu sonuçlara göre, artık ısı gerilimleri, iki tabaka halinde hazırlanan sistemlerin katmanları arasındaki bağlantı dayanımı üzerinde oldukça etkin bir rol oynamaktadır. Dolayısıyla, soğutma süreleri üzerinde yapılacak değişikliklerle artık ısı gerilimlerinin miktarı kontrol altına alınabilirse, alt yapı materyali ve tabakalama seramiği arasındaki bağlantı dayanıklılığı değerleri üzerinde de etki oluşturulabilmek mümkün olabilir (14, 101).

Bu çalışmada, zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine uygulanan tabakalama seramiklerine farklı soğutma süreleri uygulayarak bağlantı dayanıklılığı üzerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

İn-vitro olarak gerçekleştirilen bu çalışmada, üst yapı seramiklerine uygulanan 5 farklı soğutma süresinin zirkonyum dioksit alt yapılar ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı direncine etkisi incelenmiştir.

Bu çalışma, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında ve Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller

Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar Tablo 2’de gösterilmiştir.

**Tablo 2.** Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar.

<b>Materyal ve Cihazlar</b>	<b>Üretici Firmalar</b>
ICE ZIRCON Zirkonyum dioksit blok	ZirkonZahn, Steger, Ahrntal, İtalya
VITA VM9 Base Dentine üst yapı seramiği	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Microcut Hassas Kesim Cihazı	Metkon, Bursa, Türkiye
Silikon Karbit Kağıt Zımpara	Dentaurum, Ispringen, Almanya
Rocatec Pre Aşındırma Materyali	3M ESPE Dental Products, Seefeld, Almanya
Rotaks Kumlama Cihazı	Rotaks-Dent Dişçilik San. Tic. Türkiye
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Codyson, Çin
Tegra Speed 1500 Sinterleme Fırını	Teknik Dental, İstanbul, Türkiye
Multimat Touch 2 Porselen Fırını	Dentsply, York, PA, USA
Panacryl Self Cure Akrilik Rezin	İnci Dental, Türkiye
Makaslama Test Cihazı	SDÜ Makine Müh. Biyomekanik Lab.
Stereomikroskop	Leica Microsystems, Frankfurt, Almanya
Leica Fotoğraf Makinesi	Leica D-Lux 3, Almanya

Çalışmamızda kullanılan zirkonyum dioksit alt yapı materyalleri ICE ZIRCON Translucent (ZirkonZahn, Steger, Ahrntal, İtalya) bloklardan elde edilmiştir, alt yapılar üzerine tabakalama yöntemi ile feldspatik Vita VM9 (Vita

Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramikleri uygulanarak örnekler hazırlanmıştır. Elde edilen bu örnekler fırınlama işlemini takiben farklı sürelerde soğutma işlemleri uygulanmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda soğutma işlemi uygulanan örnekler kontrol grubu olarak kaydedilmiş ve tüm örneklerin bağlanma dayanıklılığı değerleri makaslama test yöntemi kullanılarak tespit edilmiştir. Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanıklılığı deneylerinde standardizasyon sağlayabilmek için ISO TR 11405 spesifikasyonu kullanılmıştır.

### **3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması**

Tabakalama seramiklerinin zirkonyum dioksit alt yapılara bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, her birine farklı soğutma süreleri uygulanacak 5 farklı deney grubu oluşturulmuştur.

**1. Grup:** Kontrol grubu olarak belirlenen bu gruptaki örnekler üretici firma talimatları doğrultusunda, fırınlama işlemini takiben, fırın kapağı tamamen açık şekilde 6 dakika süresince fırın içinde bekletilmiştir.

**2. Grup:** Bu gruptaki örnekler, fırınlama işlemini takiben, fırın kapağı %50 kapalı olacak şekilde 8 dakika süresince fırın içinde bekletilmiştir.

**3. Grup:** Bu gruptaki örnekler, fırınlama işlemini takiben, fırın kapağı %75 kapalı olacak şekilde 11 dakika süresince fırın içinde bekletilmiştir.

**4. Grup:** En uzun süreli soğutma işleminin uygulandığı bu gruptaki örnekler, fırınlama işlemini takiben, fırın kapağı tamamen kapalı tutularak 18 dakika süresince fırın içinde bekletilmiştir.

**5. Grup:** Hızlı soğutma işleminin uygulandığı bu gruptaki örnekler, fırınlama işlemini takiben, fırın kapağı tamamen açık şekilde 4 dakika süresince fırın içinde bekletilmiştir.

**Tablo 3.** Çalışmamızda oluşturulan deney grupları.

Deney Grupları	Uygulanan Soğutma Süresi (910°C-500°C)	Fırın Kapağı
1. Grup	6dk	Tamamen Açık
2. Grup	8dk	%50 Açık
3. Grup	11dk	%75 Kapalı
4. Grup	18dk	Tamamen Kapalı
5. Grup	4dk	Tamamen Açık + Fan

Çalışmamızda kullanılacak örnek sayılarını belirlemek amacıyla benzer çalışmalarda kullanılan örnek sayıları esas alınarak güç analizi gerçekleştirilmiştir. Bu analiz sonucunda grup ortalamaları arasındaki farklılıkların ortaya çıkarılması adına her deney grubu için 20 adet olmak üzere toplam 100 adet örnek hazırlanmıştır.

### 3.3. Test Örneklerinin Hazırlanması

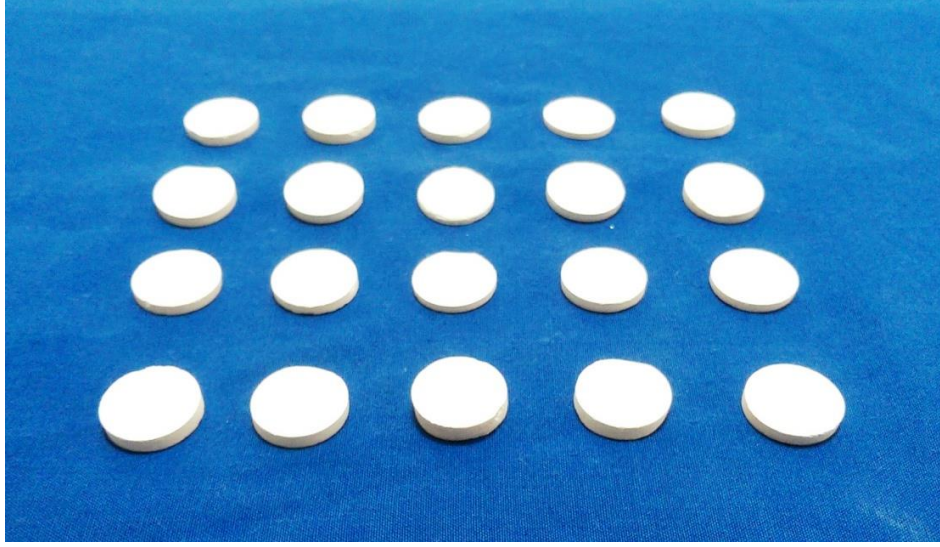
#### 3.3.1. Zirkonyum Dioksit Alt Yapıların Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan zirkonyum dioksit alt yapı örnekleri, kısmen sinterlenmiş zirkonyum dioksit (Zirkonzah, Steger, Ahrntal, İtalya) bloklardan elde edilmiştir.



**Resim 1.** Deney örneklerinin hazırlandığı zirkonyum dioksit blok

Zirkonyum dioksit alt yapılar, geometrik şekilde hazırlandıklarından dolayı şekillendirme işleminde CAD/CAM cihazı kullanılmamıştır. Kısmen sinterlenmiş zirkonyum dioksit blok microcut cihazına (Metkon, Bursa) yerleştirilmiştir. Zirkonyum dioksit bloktan sinterleme büzülmesi dikkate alınarak, mekanik yöntemle, makaslama testi için uygun boyutlarda, disk şeklinde toplam 100 adet alt yapı elde edilmiştir. Frezeleme işlemi manuel olarak yapılmıştır.



**Resim 2.** Kısmen sinterlenmiş zirkonyum dioksit diskler

Hacimsel olarak istenilen boyutlardan yaklaşık %20 daha büyük frezelenen diskler su ile yıkanıp kurutulduktan sonra üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda Tegra Speed 1500 sinterleme fırınında (Teknik Dental, İstanbul) 1500°C’de, 16 saat süreyle sinterlenmiş ve orjinal boyutlarına ulaşmıştır. Sinterleme işlemi sonrası %20 oranında hacimsel azalma gözlenmiş, 7 mm çapında ve 3 mm yükseklikte zirkonyum dioksit diskler elde edilmiştir.

Hazırlanan örneklerde standart bir yüzey oluşturabilmek için, ISO TR 11405 spesifikasyonu doğrultusunda hareket edilerek, zirkonyum dioksit disklerin her iki yüzeyi de, 600 gritlik aşındırıcı zımpara kağıdı kullanılarak (Dentaurum, Ispringen, Almanya) 15 saniye süreyle zımparalanmıştır.



**Resim 3.** Tegra speed sinterleme fırını

**Tablo 4.** Çalışmamızda kullanılan zirkonyum dioksit alt yapıların özellikleri

Özellikler	ZirkonZahn
ZrO <sub>2</sub> içeriği	%95
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> içeriği	%4,95 - 5,26
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> içeriği	%0,15 – 0,35
Na <sub>2</sub> O içeriği	%0,04
Yoğunluk	6,05 gr/cm <sup>3</sup>
Vickers sertliği	1250 HV
Bükülme dayanıklılığı	1200 MPa
Basma dayanımı	2000 MPa
Elastiklik modülü	210 GPa
Kırılma dayanıklılığı	9-10 MPa m <sup>1/2</sup>
Sinterleme dereceleri	1500°C
Sinterleme süresi	16 saat



### 3.3.2. Tabakalama Seramiklerinin Uygulanması

Çapı 7 mm, yüksekliği 3 mm olan zirkonyum dioksit esaslı disklerin her birine yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma dayanıklılığının artırılması amacıyla kumlama işlemi uygulanmıştır. Kalem uçlu kumlama cihazıyla (Rotaks-Dent Dişçilik) uygulanan kumlama işlemi, 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 0,2 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 20 saniye süreyle gerçekleştirilmiştir (Rocatec, 3M ESPE, Almanya). Kumlama işlemi, aynı araştırmacı tarafından tüm yüzeyler taranacak şekilde yapılmıştır.



**Resim 4.** Rotaks-Dent kumlama cihazı



**Resim 5.** Zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan kumlama işlemi

Kumlama sonrası tüm örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Codyson Ultrasonic Cleaner, Çin) 10 dakika süreyle temizlenmiştir.



**Resim 6.** Ultrasonik temizleme cihazı

Zirkonyum dioksit alt yapıların tamamı üzerine, çalışmamızda kullanılan ISO TR 11405 standartlarına uygun olacak şekilde, 5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde tabakalama seramiği uygulanmıştır (104).

Yüzey işlemleri tamamlanmış olan 100 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama seramiğinin standart boyutlarda uygulanabilmesi için teflon kalıplar kullanılmıştır. Zirkonyum dioksit disklerin yerleştirilebilmesi için teflon kalıbı oluşturan iki parça bir araya getirilmiştir.



**Resim 7.** Kullanılan teflon kalıplar.

Tabakalama seramiğinin uygulanmasında, ortasında 5 mm çapında bir açıklık bulunan ve zirkonyum dioksit alt yapı üzerine yerleştirildiğinde 3 mm yüksekliğinde porselen yığılmasına olanak sağlayan, özel olarak üretilen iki parçalı teflon kalıp kullanılmıştır. Zirkonyum dioksit alt yapılar hazırlanan teflon kalıplar içerisine yerleştirilmiş ve geleneksel tabakalama tekniği kullanılarak tabakalama seramiği uygulanmıştır.

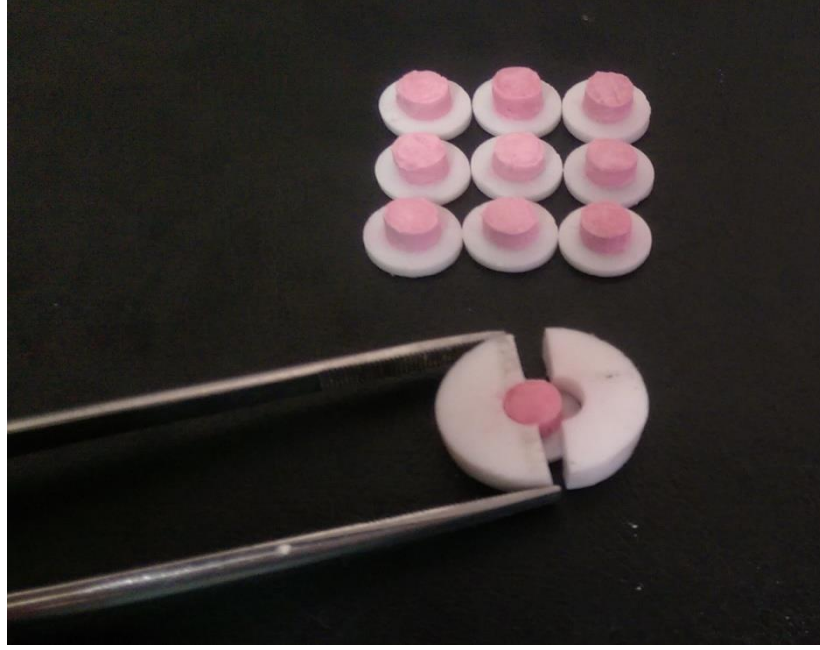


**Resim 8.** Zirkonyum dioksit disklerin teflon kalıplara yerleştirilmesi

Zirkonyum dioksit alt yapılar için özel olarak hazırlanmış olan porselen tozu VITA VM9 Base Dentine (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), VITA VM Modelling likiti ile karıştırılmıştır.

Kalıbın üst kısmında bulunan silindirik boşluğa hazırlanan porselen hamuru tabakalama tekniği kullanarak yığılmıştır. Hazırlanan porselen hamuru poroziteyi minimuma indirecek şekilde kondensasyon tekniği ile uygulanmıştır. Kondensasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendile emdirilerek ortamdan uzaklaştırılmıştır.

Tabakalama seramiklerinin kalıp içerisindeki şekillendirilme işlemi bittikten sonra teflon kalıbın iki parçası ayrılarak örnekler yerlerinden çıkartılmıştır.



**Resim 9.** Teflon kalıplar içine yerleştirilmiş tabakalama seramiği.

**Tablo 5.** Çalışmamızda kullanılan tabakalama seramiğinin fiziksel özellikleri

<b>Fiziksel Özellikler</b>	<b>Vita VM9</b>
Bükülme Direnci	96 MPa
Kimyasal Çözünürlük	10 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$
Isıl Genleşme Katsayısı	$9,2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Camsı Geçiş Isısı	600 °C
Fırınlama Derecesi	910 °C

### 3.3.3. Örneklerin Fırınlanması

Tabakalama seramiklerinin, alt yapı üzerine uygulama işleminin bitmesiyle birlikte, 7 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde zirkonyum dioksit alt yapıdan ve 5 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde tabakalama seramiğinden oluşan örnekler fırınlanmak üzere hazır hale gelmiştir.

Hazırlanan her bir örneğin liner (Vita VM9 Effect Liner) ve dentin (Vita VM9 Base Dentine) tabakaları, vakumlu porselen fırınında (Multimat Touch 2, Dentsply) üretici firma talimatları doğrultusunda, belirtilen sıcaklıklarda ve sürelerde fırınlanmıştır (105).



**Resim 10.** Porselen fırını



**Resim 11.** Örneklerin hazırlanmasında kullanılan Vita VM9 porselen tozları

Vita VM9 Effect Liner ve Vita VM9 Base Dentine için tavsiye edilen fırınlama sıcaklıkları ve süreleri Tablo 6 ve Tablo 7’de belirtilmiştir.

**Tablo 6.** VITA VM9 Effect Liner için fırınlama sıcaklıkları ve süreleri

Hazırlık Isısı (°C)	500
Ön Kurutma Süresi (dk)	6
Hazırlık Süresi (dk)	7.49
Sıcaklığın 1 dakikada yükselme miktarı (°C)	55
Fırınlama sıcaklığı (°C)	930
Fırınlama sıcaklığında durma süresi (dk)	1
Vakumda durma süresi (dk)	7.49

**Tablo 7.** VITA VM9 Base Dentine için fırınlama sıcaklıkları ve süreleri

Hazırlık Isısı (°C)	500
Ön Kurutma Süresi (dk)	6
Hazırlık Süresi (dk)	7.27
Sıcaklığın 1 dakikada yükselme miktarı (°C)	55
Fırınlama sıcaklığı (°C)	910
Fırınlama sıcaklığında durma süresi (dk)	1
Vakumda durma süresi (dk)	7.27

### 3.3.4. Tabakalama Seramiklerinin Soğutulması

Zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine fırınlama işlemi tamamlanan tabakalama seramikleri her grupta 20'şer adet olmak üzere 5 farklı gruba ayrılmıştır. Örnekler 20'şerli gruplar halinde ayrı ayrı fırınlanmıştır ve fırınlama işlemi takiben her gruba daha önceden belirlenen soğutma işlemleri uygulanmıştır. Programlanabilen vakumlu porselen fırınına istenilen pişirme ve soğutma verilerinin girilmesiyle işlem başlatılmıştır.

Kullanılan tabakalama seramiklerinin camsı geçiş sıcaklığı ( $T_g$ ) üretici firma tarafından 600°C olarak belirtilmiştir (105). Çalışmada kullanılan bütün gruplara ait örnekler, sıcaklık bu değerin altına düşünceye kadar soğutulmuştur ve sıcaklığın fırınlama işlemi öncesindeki fırının ilk sıcaklığı olan 500°C'ye indiği anda fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

**1. Grup:** Kontrol grubu olarak belirlenen bu grupta, zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine uygulanan tabakalama seramikleri, üretici firma talimatları doğrultusunda fırınlama işlemi takiben sıcaklık 910°C'den 500°C'ye düşünceye

kadar fırın içinde ve fırının kapağı tamamen açık şekilde 6 dakika süresince bekletilmiştir. Sıcaklık 910°C'ye ulaştığı anda fırının kapağı tamamen açılarak soğutma işlemi başlatılmıştır, sıcaklık 500°C'ye düştüğü anda örnekler fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

**2. Grup:** Kontrol grubuna oranla daha yavaş soğutma işleminin uygulandığı bu grupta, zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan tabakalama seramiğinin fırınlama işlemini takiben, örnekler fırın kapağı %50 kapalı olacak şekilde, 8 dakikalık bir süre içinde 910°C'den 500°C'ye soğutulmuştur. Sıcaklık 910°C'ye ulaştığı anda fırının kapağı yarıya kadar açılarak soğutma işlemi başlatılmıştır, 8 dakika sonunda sıcaklık 500°C'ye düştüğü anda fırının kapağı tamamen açılmış ve örnekler fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

**3. Grup:** Üretici firma tarafından yavaş soğutma işlemi için tavsiye edilen soğutma süreci, fırın kapağının %75-%100 arasında kapalı tutularak soğutma işleminin gerçekleştirilmesidir. Üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda soğutma işlemi gerçekleştirilen bu grupta, zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan tabakalama seramiğinin fırınlama işlemini takiben, örnekler fırın kapağı %75 kapalı olacak şekilde 11 dakikalık süre içinde 910°C'den 500°C'ye soğutulmuştur. Sıcaklık 910°C'ye ulaştığı anda fırının kapağı %25 oranında açılarak soğutma işlemi başlatılmıştır, 11 dakika sonunda, sıcaklık 500°C'ye düştüğü anda fırının kapağı tamamen açılmış ve örnekler fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

**4. Grup:** Örneklere en uzun süreli soğutma işleminin uygulandığı ve üretici firmanın yavaş soğutma işlemi için tavsiye ettiği talimatlar doğrultusunda soğutma işleminin gerçekleştirildiği bu grupta, zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan tabakalama seramiğinin fırınlama işlemini takiben, örnekler fırın kapağı %100 kapalı tutularak 18 dakikalık süre içinde 910°C'den 500°C'ye soğutulmuştur. Sıcaklık 910°C'ye ulaştığı anda fırının kapağı tamamen kapalı bir şekilde soğutma işlemi başlatılmıştır, ısı 500°C'ye düşünceye kadar örnekler fırın içinde ve fırın kapağı kapalı bir şekilde bekletilmiştir, 18 dakika sonunda sıcaklık 500°C'ye düştüğü anda örnekler fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.

**5. Grup:** Örneklere hızlı soğutma işleminin uygulandığı bu grupta, zirkonyum dioksit alt yapılara uygulanan tabakalama seramiğinin fırınlama işlemini

takiben örnekler 4 dakikalık bir süre içinde 910°C'den 500°C'ye soğutulmuştur. Sıcaklık 910°C'ye ulaştığı anda fırının kapağı tamamen açılmıştır ve kontrol grubundan farklı olarak porselen fırınının fan mekanizması çalıştırılarak soğutma işlemi başlatılmıştır, 4 dakika sonunda sıcaklık 500°C'ye düştüğü anda örnekler fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.



**Resim 12.** Fırlama işlemi sonrası örnekler

### **3.4. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testi**

Hazırlanan zirkonya-veneer bileşimlerinin zarar görmeden test cihazına yerleştirilebilmesi ve makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin uygulanabilmesi için örnekler silikon bir kalıp yardımıyla otopolimerizan akrilik rezin bloklar içerisine sabitlenmiştir. Örnekler, ISO TR 11405 spesifikasyonu doğrultusunda, deney öncesinde  $37 \pm 1$  °C'de 24 saat süreyle distile suda bekletilmiştir (104).





**Resim 13.** Akrilik resin içine sabitlenmiş örnekler

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi, Süleyman Demirel Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Biyomekanik Laboratuvarında var olan üniversal test cihazı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Örnekler, test cihazının oturma tablasına kuvvet uygulandığında hareket etmemesi için mengene yardımıyla sabitlenmiştir. Çalışmamızda kullandığımız ISO TR 11405 standartlarında, makaslama bağlanma dayanıklılığı testi gerçekleştirilirken kuvvetle birlikte uygulanan hızın 0,45-1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Bu veriler doğrultusunda örneklere, tabakalama seramiğinin zirkonyum dioksit alt yapı yüzeyinden ayrılması işlemi gerçekleşene kadar 1 mm/dk. hızında kuvvet uygulanmıştır (104).



**Resim 14.** Test cihazı

Uygulanan kuvvet, zirkonyum dioksit alt yapı ve tabakalama seramiği arasındaki bağlantı ara yüzüne 90°'lik bir açıyla yükleme yapılacak şekilde ayarlanmıştır (104).



**Resim 15.** Test cihazı içine yerleştirilmiş deney örnekleri

Newton (N) olarak hesaplanan kuvvetler, birim alana düşen kuvvet miktarının hesaplanabilmesi için “N/mm<sup>2</sup>” formülü kullanılarak Megapaskal (MPa) değerlerine çevrilmiştir.

### 3.5. Örneklerin Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılık testi sonrasındaki kopma yüzeyleri ve şekilleri, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde var olan stereomikroskop (Leica Microsystems, Frankfurt, Almanya) kullanılarak, x10 büyütmede incelenmiştir. Fotoğrafların elde edilmesi için mikroskop ile uyumlu dijital bir fotoğraf makinesi (Leica D-Lux 3, Almanya) optik mikroskopa monte edilmiştir. Örnekler başarısızlık türlerine göre, tabakalama seramiğinin zirkonyum dioksit alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv başarısızlık, zirkonyum dioksit alt yapının veya tabakalama seramiğinin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv başarısızlık ve her iki başarısızlık tipinin de gözlemlendiği kombine başarısızlık olmak üzere 3 grup altında toplanmıştır.



**Resim 16.** Çalışmada kullanılan stereomikroskop ve bağlı fotoğraf makinesi

### 3.6. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada verilerin istatistiksel analizi SPSS 15.0 (SPSS Inc, Windows, ABD) paket programı kullanılarak yapılmıştır.

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonucu ortaya çıkan bağlanma dayanıklılığı değerleri, parametrik testlerin ön koşullarından olan varyansların homojenliği ve normal dağılım ön şartını sağlayıp sağlamamaları bakımından kontrol edilmiştir.

Varyansların homojenliğinin kontrolünde Bartlett ki-kare testi kullanılmıştır. Normal dağılımın ön şartının yerine gelip gelmediği ise Anderson-Darling normallik testi ile kontrol edilmiştir.

Her iki ön şart da sağlandığı için zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine hazırlanan tabakalama seramiklerine uygulanan soğutma sürelerinin makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerine olan etkileri tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) ile incelenmiştir. Tek yönlü varyans analizi sonuçlarının önemli bulunduğu durumlarda, farklı soğutma süreleri ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Tukey testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak kabul edilmiştir.

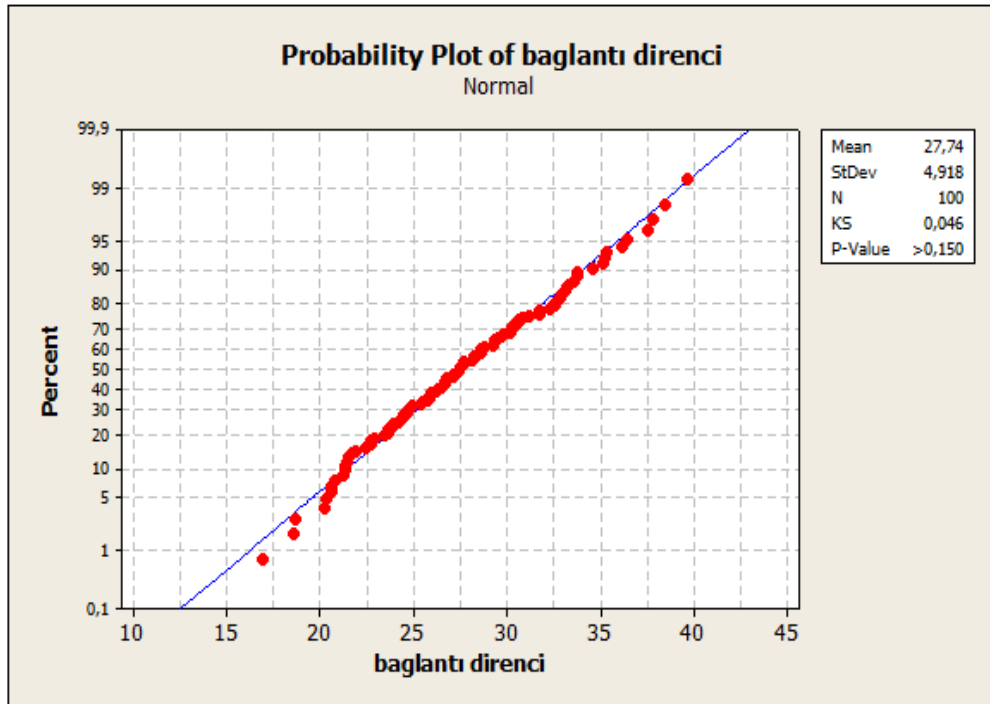
## 4. BULGULAR

Bu in-vitro çalışmada bağlanma yüzeyinde standardizasyon sağlanan zirkonyum dioksit alt yapılara üst yapı seramikleri uygulanmış, farklı sürelerde soğutulmuş, makaslama bağlanma dayanıklılığı deneyleri gerçekleştirilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

### 4.1. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi bulgularının değerlendirilmesi

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizi uygulanmadan önce parametrik testlerin ön şartı olan, varyansların homojenliği ve verilerin normal dağılması ön şartlarını sağlayıp sağlamadığı kontrol edilmiştir.

Elde edilen verilere varyansların homojenliği testlerinden olan Bartlett Ki-Kare test istatistiği uygulanarak grup varyanslarının homojen olduğu sonucuna varılmıştır. Değerlerden elde edilen Plot grafiği de bu yönde bir tablo ortaya çıkarmıştır.



Şekil 2. Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin homojen dağılımını gösteren grafik

Parametrik testlerin bir diğer ve önemli ön şartı olan normal dağılım ön şartının sağlanıp sağlanmadığının kontrolünde ise Anderson-Darling normallik testi uygulanmış ve verilerin dağılım şeklinin normal olduğu sonucuna varılmıştır.

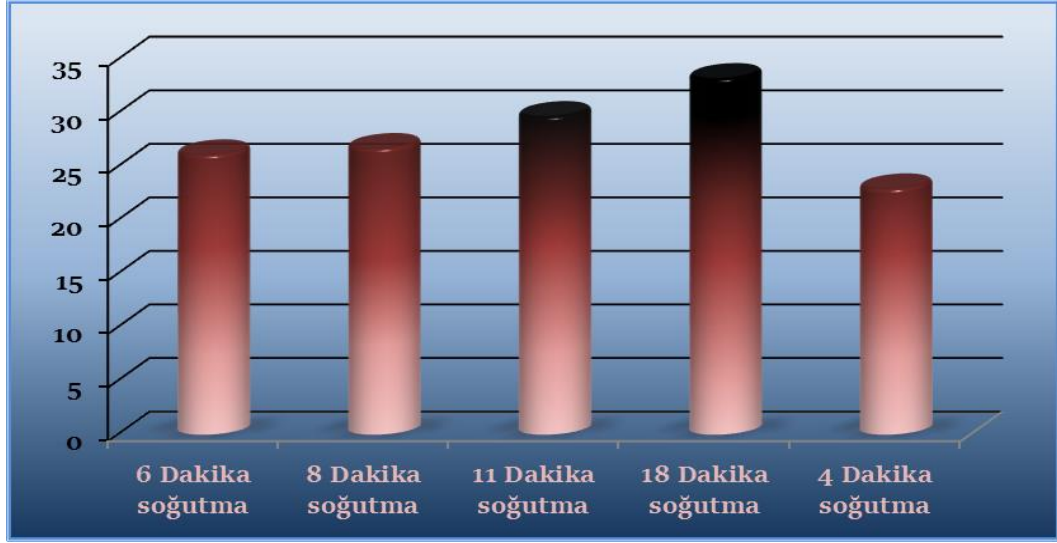
Dolayısıyla parametrik testlerin ön şartları yerine geldiği için verilerin analizinde tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) kullanılmıştır.

Zirkonyum dioksit alt yapılar ve tabakalama seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığı testine ait sonuçlar Tablo 8’de verilmiştir.

**Tablo 8.** Zirkonyum dioksit alt yapının tabakalama seramiğine olan makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

	<b>N</b>	<b>Ortalama (MPa)</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>Standart Sapma</b>	<b>Min (MPa)</b>	<b>Median (MPa)</b>	<b>Max (MPa)</b>
<b>1.Grup (6dk)</b>	<b>20</b>	<b>26,12</b>	<b>0,62</b>	<b>2,77</b>	<b>20,59</b>	<b>26,26</b>	<b>31,17</b>
<b>2.Grup (8dk)</b>	<b>20</b>	<b>26,71</b>	<b>0,82</b>	<b>3,70</b>	<b>18,59</b>	<b>26,91</b>	<b>33,19</b>
<b>3.Grup (11dk)</b>	<b>20</b>	<b>29,69</b>	<b>0,86</b>	<b>3,84</b>	<b>21,67</b>	<b>30,14</b>	<b>36,14</b>
<b>4.Grup (18dk)</b>	<b>20</b>	<b>33,24</b>	<b>0,87</b>	<b>3,92</b>	<b>24,68</b>	<b>33,21</b>	<b>39,63</b>
<b>5.Grup (4dk)</b>	<b>20</b>	<b>22,94</b>	<b>0,72</b>	<b>3,22</b>	<b>16,91</b>	<b>22,58</b>	<b>30,25</b>

Tablo 8’de görüldüğü üzere, zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine hazırlanan tabakalama seramiklerine en uzun süreli (18dk) soğutma işleminin uygulandığı grupta (4.Grup) en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri bulunmuştur. Hızlı soğutma (4dk) işlemi uygulanan grupta (5.grup) ise en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri görülmüştür.



**Şekil 3.** Deney örneklerinin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri (MPa) grafiği.

Tek yönlü varyans analizi sonucuna göre  $p < 0.05$  ise grup ortalamalarından en az bir tanesi diğerlerinden farklıdır hipotezi kabul edilmiştir.

**Tablo 9.** Örneklere uygulanan tek yönlü varyans analizi sonuçları

Değişim kaynağı	Serbestlik derecesi (DF)	Kareler Toplamı (SS)	Kareler Ortalaması (MS)	Test İstatistiği (F)	p değeri
Değişim faktörü	4	1215,1	303,8	24,48	0,000**
Grup içi hata	95	1178,9	12,4		
<b>Toplam Genel</b>	<b>99</b>	<b>2394,0</b>			

Makaslama bağlanma dayanıklılığı bakımından elde edilen verilerle yapılan tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) sonucunda örneklere uygulanan farklı soğutma sürelerinin ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Bu durumda hangi grup yada grupların diğerlerinden farklı olduğunun belirlenmesi için çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır.

Makaslama bağlanma dayanıklılıklarının ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi kullanılmıştır. Tukey

testinde, grup ortalamaları büyüklük sırasına dizilmiştir ve aralarındaki farklar bulunmuştur. Farklılıkların ortalamaları tablolarda Latin harfleri ile gösterilmiştir.

**Tablo 10.** Örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılıklarının karşılaştırılması.

	n	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Tukey Testi	Min (MPa)	Median (MPa)	Max (MPa)
<b>1.Grup (6dk)</b>	20	26,12	2,77	C	20,59	26,26	31,17
<b>2.Grup (8dk)</b>	20	26,71	3,70	BC	18,59	26,91	33,19
<b>3.Grup (11dk)</b>	20	29,69	3,84	B	21,67	30,14	36,14
<b>4.Grup (18dk)</b>	20	33,24	3,92	A	24,68	33,21	39,63
<b>5.Grup (4dk)</b>	20	22,94	3,22	D	16,91	22,58	30,25

Makaslama bağlanma dayanıklılıkları değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir. Büyüklük sırasına göre dizildiğinde en yüksek değere sahip olan 18 dakika soğutma grubu “A” harfiyle ifade edilmiştir. 2. En yüksek değer olan 11 dakika soğutma grubu “B” harfiyle ifade edilmiştir. Kontrol grubu olan 6 dakika soğutma grubu “C” harfiyle ifade edilmiştir. 8 dakika soğutma grubu ise, hem 6 dakika grubuyla hemde 11 dakika grubuyla istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği için “BC” harfleriyle ifade edilmiştir. En düşük ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı gösteren 4 dakika soğutma grubu ise “D” harfiyle ifade edilmiştir.

Bu sonuçlara göre zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine hazırlanan tabakalama seramiklerine uygulanan farklı soğutma sürelerinin karşılaştırılmasında, soğutma sürelerinin makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerine etkileri arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. ( $p < 0,05$ )

Zirkonyum dioksit alt yapıların tabakalama seramiklerine olan makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin istatistiksel olarak çoklu karşılaştırılması Tablo 11’de verilmiştir.



**Tablo 11.** Bağlanma dayanıklılığı değerlerinin istatistiksel olarak çoklu karşılaştırılması.

	<b>1.Grup (6dk)</b>	<b>2.Grup (8dk)</b>	<b>3.Grup (11dk)</b>	<b>4.Grup (18dk)</b>	<b>5.Grup (4dk)</b>
<b>1.Grup (6 dk)</b>	-	<b>0,984</b>	<b>0,015</b>	<b>0,000</b>	<b>0,041</b>
<b>2.Grup (8dk)</b>	<b>0,984</b>	-	<b>0,065</b>	<b>0,000</b>	<b>0,009</b>
<b>3.Grup (11dk)</b>	<b>0,015</b>	<b>0,065</b>	-	<b>0,016</b>	<b>0,000</b>
<b>4.Grup (18dk)</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,016</b>	-	<b>0,000</b>
<b>5.Grup (4dk)</b>	<b>0,041</b>	<b>0,009</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	-

#### **1. Gruba (kontrol grubu) ait örneklerin değerlendirilmesi**

Kontrol grubu olarak belirlenen ve 6 dakika soğutma süresi uygulanan bu gruba ait örneklerde, ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değeri  $26,12 \pm 2,77$  MPa olarak bulunmuştur. Bu gruba ait 20 örnek içinde en düşük bağlantı dayanıklılığı değeri 20,59 MPa, en yüksek bağlantı dayanıklılığı değeri ise 31,17 MPa olarak gözlenmiştir.

Bu gruba ait 6 dakika süre ile soğutulan örnekler ile;

2. grupta bulunan 8 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p=0,98$ ).

3. grupta bulunan 11 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,01$ ).

4. grupta bulunan ve 18 dakika ile en uzun süreli soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

5. grupta bulunan ve 4 dakika süreyle hızlı soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,04$ ).

## **2. Gruba ait örneklerin değerlendirilmesi**

Kontrol grubuna oranla 8 dakika süreyle daha yavaş soğutma süresi uygulanan bu gruba ait örneklerde ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değeri  $26,71 \pm 3,70$  MPa olarak bulunmuştur. Bu gruba ait 20 örnek içinde en düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri 18,59 MPa, en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri ise 33,19 MPa olarak gözlenmiştir.

Bu gruba ait 8 dakika süre ile soğutulan örnekler ile;

1. grupta bulunan 6 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p=0,98$ ).

3. grupta bulunan 11 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p=0,06$ ).

4. grupta bulunan 17 dakika ile en uzun süreli soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

5. grupta bulunan 4 dakika süreyle hızlı soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

## **3. Gruba ait örneklerin değerlendirilmesi**

3. grupta bulunan ve 11 dakika soğutma süresi uygulanan örneklerde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri  $29,69 \pm 3,84$  MPa olarak bulunmuştur. Bu gruba ait 20 örnek içinde en düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri 21,67 MPa, en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri ise 36,14 MPa olarak gözlenmiştir.

3. gruba ait 11 dakika süre ile soğutulan örnekler ile;

1. grupta bulunan 6 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,01$ ).

2. grupta bulunan 8 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p=0,06$ ).

4. grupta bulunan 17 dakika ile en uzun süreli soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,01$ ).

5. grupta bulunan ve 4 dakika süreyle hızlı soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

#### **4. Gruba ait örneklerin değerlendirilmesi**

4. grupta bulunan ve 18 dakika soğutma süresi ile en uzun soğutma işlemi uygulanan örneklerde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri  $33,24 \pm 3,92$  MPa olarak bulunmuştur. Bu gruba ait 20 örnek içinde en düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri 24,68 MPa, en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri ise 39,63 MPa olarak gözlenmiştir.

4. gruba ait 18 dakika süre ile soğutulan örnekler ile;

1. grupta bulunan ve 6 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

2. grupta bulunan ve 8 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

3. grupta bulunan ve 11 dakika soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,01$ ).

5. grupta bulunan ve 4 dakika süreyle hızlı soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

## 5. Gruba ait örneklerin değerlendirilmesi

5. grupta bulunan ve 4 dakika soğutma süresi ile hızlı soğutma işlemi uygulanan örneklerde ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri  $22,94 \pm 3,22$  MPa olarak bulunmuştur. Bu gruba ait 20 örnek içinde en düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri 16,91 MPa, en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri ise 30,25 MPa olarak gözlenmiştir.

5. gruba ait 4 dakika süre ile soğutulan örnekler ile;

1. grupta bulunan 6 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,04$ ).

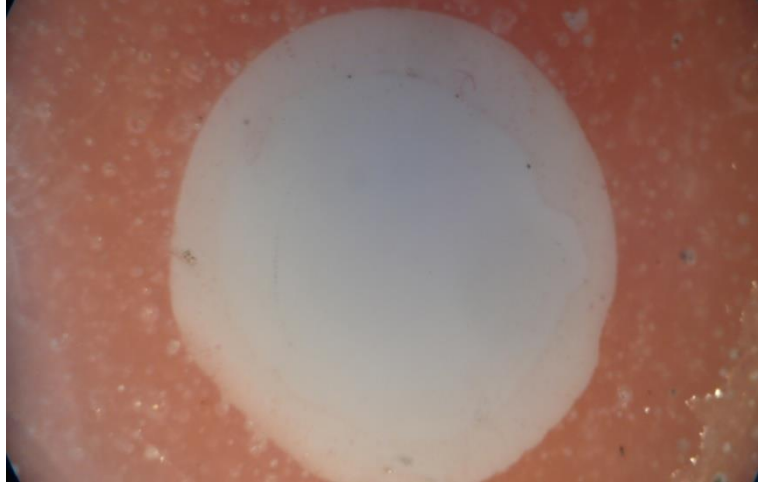
2 grupta bulunan 8 dakika süre ile soğutulan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

3. grupta bulunan ve 11 dakika soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

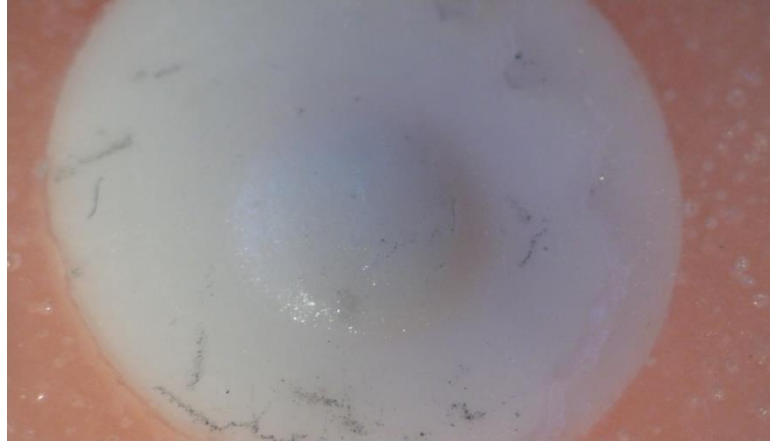
4. grupta bulunan ve 18 dakika ile en uzun süreli soğutma işlemi uygulanan örnekler arasında ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ( $p=0,00$ ).

## 4.2. Başarısızlık şekillerinin değerlendirilmesi

Örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılığı deneyi sonrasındaki başarısızlık şekilleri ve ayrılmanın hangi bölgelerde gerçekleştiği stereomikroskop altında incelenmiştir. Bu inceleme sonucunda adeziv, koheziv ve kombine (adeziv+koheziv) başarısızlık şekilleri gözlenmiştir. Tüm gruplarda 4 adeziv başarısızlık, 18 koheziv başarısızlık ve 78 kombine başarısızlık meydana gelmiştir. Kombine başarısızlık sayısının adeziv ve koheziv başarısızlıktan daha çok olduğu görülmüştür.



**Resim 17.** Adeziv başarısızlık gösteren bir örnek



**Resim 18.** Koheziv başarısızlık gösteren bir örnek



**Resim 19.** Kombine başarısızlık gösteren bir örnek

Kontrol grubu olan 1.grupta (6dk) 3 koheziv başarısızlık ve 17 kombine başarısızlık gözlenmiştir, bu grupta adeziv başarısızlığa rastlanmamıştır. 2.grupta (8dk) 5 koheziv başarısızlık ve 15 kombine başarısızlık gözlenmiştir, bu grupta adeziv başarısızlığa rastlanmamıştır. 3.grupta (11dk) adeziv başarısızlığa rastlanmamıştır, 3 koheziv başarısızlık ve 17 kombine başarısızlık gözlenmiştir. 4.grupta (18dk) 4 koheziv başarısızlık, 16 kombine başarısızlık gözlenmiştir, bu grupta adeziv başarısızlığa rastlanmamıştır. Hızlı soğutma grubu olan 5.grupta, 4 adeziv başarısızlık, 3 koheziv başarısızlık ve 13 kombine başarısızlık gözlenmiştir. Adeziv başarısızlığın gözleendiği tek grup 5.grup (hızlı soğutma) olmuştur, en fazla koheziv başarısızlık ise 2.grupta (8dk) izlenmiştir.

**Tablo 12.** Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası örneklerde oluşan başarısızlık şekilleri

<b>Deney Grupları</b>	<b>n</b>	<b>Adeziv Başarısızlık</b>	<b>Koheziv Başarısızlık</b>	<b>Kombine Başarısızlık</b>
<b>1. Grup(6dk)</b>	20	-	3	17
<b>2. Grup(8dk)</b>	20	-	5	15
<b>3. Grup(11dk)</b>	20	-	3	17
<b>4. Grup(18dk)</b>	20	-	4	16
<b>5. Grup(4dk)</b>	20	4	3	13

## 5. TARTIŞMA

Metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramiklerin üretilmesi diş hekimliği açısından önemli bir gelişme olmuştur. Metal döküm teknolojisindeki ilerlemelerin de etkisiyle metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllar boyunca yoğun olarak kullanılmıştır (44).

Ancak estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımlarının biyolojik uyumluluğunun sorgulanmasıyla metal destekli seramik restorasyonlara alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (106).

Dental seramikler, biyoyumlulukları ve sahip oldukları estetik özellikleri nedeni ile protetik tedavide büyük bir kullanım alanına sahiptirler (107). Kırılgan yapılarının önüne geçebilmek için uzun yıllar boyunca metal alt yapı destekleri ile birlikte kullanılmıştır. Günümüzde metal desteğin fiziksel ve biyolojik etkilerinden kaynaklanan dezavantajlarını gidermek amacıyla, yeni yöntem ve teknolojiler ile üretilen yüksek dirençli seramik alt yapılar uygulamaya koyulmuştur (108).

Metal desteksiz restorasyonların üretimi için kullanılan en yeni alt yapı materyali ise itriyum oksit ile kısmen stabilize edilmiş zirkonyum dioksittir (Y-TZP) (109). Endüstriyel olarak bloklar halinde üretilen ve istenilen boyutlarda işlenen zirkonyum dioksit, 900-1200 MPa arasında değişen esneme direnci, yüksek kristal içeriğinden kaynaklanan dayanıklılığı, uğradığı dönüşüm sertleşmesi, beyaz rengi, kimyasal ve yapısal kararlılığı ile alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmış ve sabit restorasyonların boyutlarından kaynaklanan kısıtlamaların ortadan kalktığı çok üyeli tam seramik restorasyonların üretiminin kapısını açmıştır (15, 110).

Beyaz renge sahip olmasına rağmen doğal dişler kadar şeffaf olmaması zirkonyum dioksitin de diğer alt yapı materyelleri gibi düşük dayanıklılığa sahip estetik tabakalama seramikleri ile birlikte kullanılmasını gerektirmektedir ve bu uygulamanın sonunda alt yapı ile tabakalama seramiğinden oluşan ikili bir tabaka ortaya çıkmaktadır. Bu ikili tabaka arasındaki bağlantı klinikte ortaya çıkan kırık oluşumları açısından önemlidir (110, 111, 112).

Alt yapı materyali olarak zirkonyum dioksit alt yapıların kullanıldığı tam seramik restorasyonlarda alt yapı ile tabakalama seramiği arasındaki klinik

başarısızlık tipleri bağlanma ara yüzünde meydana gelen adeziv başarısızlıklar şeklinde olabileceği gibi, tabakalama seramiğinde oluşan koheziv başarısızlıklar şeklinde de meydana gelebilir (113).

Zirkonyum dioksit destekli restorasyonlarda yapılan mevcut klinik çalışmalar en sık görülen klinik başarısızlığın tabakalama seramiğinde gerçekleşen tabaka şeklinde kopmalardan (chipping) kaynaklandığını göstermiştir (11).

Zirkonyum dioksit alt yapıların yüksek dayanıklılığa sahip olduğunu gösteren farklı çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre, 5 yıllık takip süresi sonunda başarı oranının %97,8'e kadar çıktığı bildirilmiştir (114, 115). Bunun yanında tabakalama seramiğinin kırılma (chipping) yüzdesi, posterior bölgedeki zirkonyum dioksit esaslı tam seramik restorasyonlar için 5 yıllık takip süresi sonunda %6-%25 arasında olduğu bildirilmiştir (114, 115, 116). Metal destekli seramik restorasyonlarda ise bu oran 5 yıllık takip süresi sonunda %2,5 (117), 10 yıllık takip süresi sonunda ise %5 - %10 arasında değişmiştir (118).

Aboushelib ve arkadaşları, zirkonyum dioksit alt yapıly materyallerde klinik başarısızlık tiplerini araştırdıkları bir çalışmada tabakalama seramiğinin tabakalar halinde ayrılmasının en sık görülen başarısızlık tipi olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmada, araştırılan 19 adet tek kromda %52,6 oranında tabaka şeklinde kopma, 17 adet çok üyeli sabit restorasyonda ise %60 oranında tabaka şeklinde kopma gözlenmiştir (113).

Vult von Steyern ve arkadaşları, zirkonyum dioksit esaslı üç ve beş üyeli sabit restorasyonları değerlendirdikleri çalışmalarında 2 yıllık takip süresi sonunda tabakalama seramiğinde %15 oranında başarısızlık bildirmişlerdir (114).

Sailer ve arkadaşları, posterior dişlerde, üç ve beş üyeli zirkonyum dioksit alt yapıly sabit restorasyonları değerlendirdikleri çalışmalarında 3 yıllık takip süresi sonunda %13 oranında tabakalama seramiği başarısızlığı bildirmişlerdir (119).

Raigrodski ve arkadaşları, posterior bölgede üç üyeli zirkonyum dioksit alt yapıly restorasyonların 31 aylık takibi sonucunda %25 oranında tabakalama seramiği başarısızlığı oluştuğunu bildirmişlerdir (99).

Roediger ve arkadaşları, en fazla 2 diş eksikliği bulunan 75 farklı hastada, posterior bölgede üç ve dört üyeli zirkonyum dioksit alt yapıly sabit restorasyonları



değerlendirdikleri çalışmalarında 4 yıllık klinik takip süresi sonunda 4 adet alt yapı kırığına rastlarken 13 adet tabakalama seramiği başarısızlığı bildirmişlerdir (120).

Bu bilgiler ışığında zirkonyum dioksit alt yapıların kırılmaya karşı oldukça dirençli olduğu fakat tabakalama seramiğinin alt yapıdan ayrılmasının klinik açıdan problem olmaya devam ettiği görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine pişirilen tabakalama seramiklerinin bağlanma dayanıklılıklarının farklı soğutma süreleri uygulanarak değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine tabakalama tekniği kullanılarak feldspatik tabakalama seramikleri uygulanmıştır.

İki farklı malzemeden oluşan dental kompozisyonların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan test örnekleri, kron-köprü formunda hazırlanabileceği gibi basit geometrilere sahip modeller halinde de üretilebilmektedir. Kron veya köprü şeklinde hazırlanan örneklerin temel avantajları gerçeğe yakın olmaları ve klinik koşulları daha iyi taklit edebilmeleridir. Ancak en büyük dezavantajları tekrar edilebilir boyutlarda örnek üretmenin güçlüğüdür. Ayrıca, malzemelerdeki gerilim dağılımlarını net bir şekilde gözlemleyebilmek için sonlu eleman analizlerine ihtiyaç duyulması da kullanımlarını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, dental restorasyonların anatomik formunu çalışmalara yansıtamamasına rağmen geometrik şekillere sahip test örnekleri, örnek boyutlarının kontrol altında tutulabilmesi, dolayısıyla tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesi bakımından yaygın olarak tercih edilmektedir (121).

Yapmış olduğumuz çalışmada, tabakalama seramiklerine farklı soğutma süreleri uygulanmasının zirkonyum dioksit alt yapı ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini sağlıklı bir şekilde değerlendirebilmek amacıyla, geometrik şekillere sahip test örnekleri hazırlanmış ve makaslama bağlanma dayanıklılığı testi kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığı birçok faktöre bağlı olsa da, in-vitro testler bu başarısızlıktaki mekanik parametreleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır (12).

Alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı değerinin ölçülmesinde çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; makaslama bağlanma dayanıklılığı testi, mikroçekme bağlanma dayanıklılığı testi, biaksiyel

kırılma dayanımı testi, üç nokta bükülme testi ve dört nokta bükülme testidir (11, 122).

Metal destekli seramik restorasyonların bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesinde üç nokta bükülme testinin etkili olduğu bildirilmiştir. Fakat kırılmalıklarından dolayı bu test yönteminin tam seramik sistemlerde kullanılması tavsiye edilmemektedir (53).

Makaslama bağlanma dayanıklılığı test yöntemi birbirine bağlanan iki materyale ayrılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanması olarak tanımlanmıştır (41). Bağlanma dayanıklılığı değeri, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır (123). Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinde kuvvet uygulama hızının yüksek olması durumunda, anormal gerilim dağılımlarının gelişmesi nedeniyle incelenen örneklerde koheziv başarısızlıkların sayısı artabilir (16). Çabuk sonuç alınması, deney protokolünün basit olması ve örneklerin kolay hazırlanması gibi nedenlerden dolayı yaygın olarak uygulanan bir test yöntemidir (124, 125). Bu avantajları nedeniyle bu çalışmada makaslama bağlanma dayanıklılığı testi kullanılmıştır.

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi kullanılarak sadece bağlanma dayanıklılığı değeri değil aynı zamanda tabakalama seramiğinin kendi içindeki makaslama bağlanma dayanıklılığı da değerlendirilebilir (126).

Zirkonyum dioksit alt aypılar ve tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendiren herhangi bir standart bulunmamasından dolayı, çalışmamızda ISO'nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı ISO TR 11405 numaralı spesifikasyonu kullanılmıştır (104). Bu standart doğrultusunda, örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm çapında hazırlanmıştır. Makaslama testinde kullanılan bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlanmıştır. Bıçak ucu, örneklerdeki tabakalama seramiği yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Bıçak, 1 mm/dk hızında hareket ettirilmiştir.

Zirkonyum dioksit alt yapı ile tabakalama seramiklerinin bağlanmasını değerlendiren çalışmalarda, bağlanma yüzeyi standardizasyonunun sağlanması amacıyla yüzeylerin silikon karbit zımpara kağıdıyla zımparalandığı görülmüştür. Bunu takiben, yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma alanının artırılması amacıyla örneklere kumlama işlemi yapıldığı belirlenmiştir. Kumlama sonrası zirkonyum

dioksit yüzeyinde faz değişimi oluşarak monoklinik faz ortaya çıkmaktadır (127, 128). Yüksek sıcaklık oluşumu ve şiddetli yüzey harabiyeti olmaksızın faz değişimini sağladığı için kumlamanın ara yüzeydeki bağlantı başarısızlık oranını düşürdüğü belirtilmiştir (11). Bu bilgiler ışığında, hazırladığımız zirkonyum dioksit diskler önce 600 grit kağıt zımparayla zımparalanmıştır ve daha sonra 50 µm büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlanmıştır. Çalışmamızda uyguladığımız bu işlemler, diğer araştırmaların bulgularıyla bizim elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı sağlamıştır.

Zirkonyum dioksit yüzeyinin kumlanması için kullanılan Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikül boyutları 25-120 µm arasında değişmektedir. Kumlama işlemi için tercih edilen partikül boyutlarının materyalin fiziksel özellikleri ve bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkisi ile ilgili pek çok görüş mevcuttur (129).

Bizim çalışmamızda kullanılan 50 µm büyüklüğündeki partiküller ile kumlamanın tabakalama seramikleri ile olan bağlanma dayanıklılığını arttırdığı, oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün bağlantı hatasını azalttığı yönünde görüşler bulunmaktadır (130). Wang ve arkadaşları, 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama sonucunda zirkonyum dioksit materyalinin bağlanma dayanıklılığında artma, 120 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama sonucunda ise bağlanma dayanıklılığında azalma olduğunu gözlemlemiştir (131).

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi öncesinde örneklerin suda bekletme şartları ISO tarafından belirtilmiştir (104). Bu şartlara bağlı olarak, çalışmamızda kullanılan örnekler deney öncesinde 37°C distile suda 24 saat süreyle bekletilmiş ve sonrasında makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulanmıştır.

Tam seramik restorasyonların uzun süreli başarısı, tabakalama seramiğinin alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğüne bağlıdır (16). Tabakalama seramiğinin alt yapıdan tabakalar halinde ayrılması alt yapı ile tabakalama seramiği arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır (15). Alt yapı ile tabakalama seramiğinin bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkili olan faktörler bilinmesine rağmen, bu bağlanma mekanizması henüz tam olarak tanımlanamamıştır (132).

Bağlanma kuvvetini azaltan faktörler; tabakalama seramiğinin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında tabakalama seramiğinin büzülmesi, ara yüzdeki

zirkonyum dioksit kristallerinin ısıdan etkilenecek dönüşüme uğraması, yüzey pürüzlülüğünün yetersizliği, ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektler olarak sıralanabilir (13, 133, 134).

Bunların yanında, fırınlama sıcaklığı ve soğutma hızlarının da zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkili olduğu bilinmektedir (112, 135, 136).

Yapılan çalışmalarda, tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısının ve camsı geçiş sıcaklığının zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar ile tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı değeri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (101).

Tabakalama seramiği, restorasyon üzerindeki gerilim dağılımını doğrudan etkilemekte, çatlak ya da kırık oluşumuna neden olabilecek kritik kusurları bünyesinde barındırabilmektedir (137). Tabakalama seramiklerinin çekme gerilimlerine karşı sergilediği direncin alt yapı ile arasındaki bağlantı üzerinde büyük etkisi bulunmakta, dirençli tabakalama seramiği kullanımı fonksiyon sırasında meydana gelebilecek kırılma miktarını azaltmaktadır (15). Aksi halde çok düşük kuvvetler altında bile alt yapı-tabakalama seramiği ara yüzünde ya da tabakalama seramiğinin iç yapısında çatlak oluşumu ile kendini gösteren erken başarısızlıklar gözlenebilmektedir (110).

Fischer ve arkadaşları, bu tip restorasyonlarda gözlenen başarısızlıkların tabakalama seramiğinin zayıf performansı ya da zirkonyum dioksit ile tabakalama seramiği arasındaki kısıtlı bağlantıdan kaynaklanmakta olduğunu ve bağlanma dayanıklılığının kimyasal bağın dayanıklılığı, mekanik kilitleme, bağlantı yüzeyindeki defektlerin türü ve yoğunluğu, ıslanabilirlik ve zirkonyum dioksit ile tabakalama seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayısı farkı sonucu ortaya çıkan basma gerilimleri miktarına bağlı olduğunu belirtmiştir. Ancak bağlantı mekanizmasının henüz tam olarak anlaşılamadığının da altı çizilmiştir (1).

Benzer şekilde Thompson ve arkadaşları, farklı materyal fazlarına sahip olmaları nedeniyle, zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığının; kimyasal bağlanma, mikromekanik kilitleme ve bağlantı yüzeyinde gelişen gerilim faktörlerinden etkilendiğini belirtmiştir (138).

Tam seramik restorasyonlar üzerine uygulanan tabakalama seramiklerinin, minimum 50 MPa çekme dayanıklılığına sahip olmaları gerekmektedir. Zirkonyum dioksit destekli tam seramik restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan bir sorun olarak tabakalama seramiğinin yüzeyden ufak parçalar halinde ayrılmasının ardından, zirkonyum dioksit yüzeyinde ince bir tabakalama seramiği katmanının gözlenmesi, aslında zirkonyum dioksit ve tabakalama seramiği arasında güvenilir bir bağlantı oluştuğunun, ancak tabakalama seramiğinin mekanik özelliklerinin yetersiz kaldığının bir belirtisidir (139).

İki ayrı malzemeden oluşan kompozisyonlarda, kullanılan alt yapı materyalinin elastiklik modülünün de alt yapı-tabakalama seramiği birleşimindeki gerilim dağılımında etkili olduğu bilinmektedir. Fazla kuvvete maruz kalan posterior köprüler için yüksek elastiklik modülüne sahip zirkonyum dioksit alt yapılar tercih edilmektedir. Yüksek elastiklik modülüne sahip alt yapılar üzerine, düşük elastiklik modülüne sahip tabakalama seramikleri uygulanarak tabakalama seramiği katmanında gelişen gerilimlerin yıkıcı etkisi azaltılmaya çalışılmıştır (121). Dolayısıyla temel olarak estetik amaçlar için uygulanan tabakalama seramikleri, tam seramik restorasyonların mekanik davranışları üzerinde de önemli rol oynamaktadır (110).

Metal destekli seramik sistemlerde ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle oluşan aşırı gerilimlerin, metaldeki elastik ya da plastik deformasyon sayesinde bir miktar kompanse edilebilmesi mümkündür. Ancak zirkonyum dioksit alt yapılar, metal alt yapıların aksine oldukça rijittir. Bu da zirkonyum dioksit esaslı restorasyonların tabakalama seramiği katmanında daha fazla yıkıcı gerilimlerin oluşmasına yol açmaktadır. Dolayısıyla tabakalama seramiğinin dayanıklılığı, uzun dönem başarıda önemli bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır (140, 141).

Kuvvetli bir bağlantı sağlanmasındaki diğer bir kritik faktörün de ara yüzdeki artık gerilimlerin serbestliği olduğu belirtilmiştir. Bu durum, alt yapı ve tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayılarının uyumlu ve birbirine çok yakın olması ile gerçekleşebilir (142). Nielsen ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarda alt yapı ve tabakalama seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayısı farkının  $0,125 \times 10^{-6}$  olduğunda bağlanma dayanıklılığının kontrol altında tutulabileceğini, bu farkın

artmasının ise bağlanma dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkiler oluşturabileceğini bildirmişlerdir (143).

Alt yapı ve tabakalama seramiği arasındaki ısıl uyumsuzluk, tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapı materyalinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, tabakalama seramiği katmanında basma ya da çekme gerilimleri oluşturur. Seramikler basma gerilimlerine karşı dayanıklıyken çekme gerilimlerine karşı dayanıksızdır. Tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması istenilen bir durumdur (20, 142, 143). Çünkü bu durum, zayıf yapıya sahip olan tabakalama seramiği katmanında küçük basma gerilimleri oluşturur. Bu sayede restorasyonun genel dayanıklılığı gelişir ve kırılma dayanıklılığı artar. İstenilen bu tip basma gerilimleri seramiğin soğutulması sırasında oluşur (144). Ancak, alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayısı farkı %10'un üzerindeyse bu farklılık kırıklarla sonuçlanmaktadır. Oluşan bu kırıkların şekli ise tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısının alt yapıdan yüksek veya düşük olmasına göre değişmektedir (145). Eğer tabakalama seramiğinin ısıl genleşme katsayısı alt yapı materyalinden yüksek ise soğuma sırasında ortaya çıkan çekme gerilimleri sonucu yüzeysel çatlaklar oluşur. Alt yapı materyalinin ısıl genleşme katsayısının yüksek olduğu durumlarda ise tabakalama seramiği delaminasyonu gözlenebilir (97).

Saito ve arkadaşlarının zirkonyum dioksit ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığını araştırdıkları çalışmada, Katana (Noritake) marka zirkonyum dioksit örnekler üzerine, 5 farklı tabakalama seramiği (Cerabien, Noritake; Cercon, DeguDent; IPS e.max, Ivoclar; Vintage ZR, Shofu; Vita VM9, Vita Zahnfabrik) tabakalama tekniği ile uygulanmış ve makaslama bağlanma dayanıklılığı testi kullanılarak bağlanma dayanıklılıkları kaydedilmiştir. Çalışmanın sonucunda, ısıl genleşme katsayısı farklılıklarının zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığı üzerinde oldukça etkili olduğu bildirilmiştir. Bağlanma dayanıklılığının 22,0MPa-30,9MPa arasında değişiklik gösterdiği örneklerde gözlenen başarısızlık türü ise tüm gruplar için koheziv başarısızlık olarak belirtilmiştir. Bu çalışma rakamsal değerler açısından kontrol grubu örneklerinde 26,12MPa bağlanma dayanıklılığı değerinin elde edildiği bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ancak, bizim elde ettiğimiz

sonuçlardan farklı şekilde, gözlenen başarısızlık türlerinin tamamının koheziv olmasının sebebinin kullanılan alt yapı ve tabakalama seramiği arasındaki ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu olduğu düşünülebilir (146).

Aboushelib ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarında, ısı genleşme katsayısı  $10,5 \times 10^{-6}$  olan zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine, ısı genleşme katsayısı  $12,5 \times 10^{-6}$  olan tabakalama seramiklerini uygulamış ve tabakalama seramiklerinde kırıklar gözlemiştir. Aynı zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine ısı genleşme katsayısı  $9,5 \times 10^{-6}$  olan başka bir tabakalama seramiği uygulandığında ise daha başarılı sonuçlar elde etmişlerdir (11).

Zirkonyum dioksit, diğer seramiklere oranla daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Bu nedenle son yıllarda, zirkonyum dioksit ile aynı veya daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel tabakalama seramikleri üretilmiştir (11). Çalışmamızda kullandığımız materyallerin ısı genleşme katsayısı değerleri üretici firmalar tarafından, zirkonyum dioksit alt yapılar (ZirkonZahn, Steger, Ahrntal, İtalya) için  $10 \times 10^{-6}$  (79), tabakalama seramikleri (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) için ise  $9,2 \times 10^{-6}$  olarak belirtilmiştir (105). Bu değerler, kullanılan zirkonyum dioksit alt yapıların ve tabakalama seramiklerinin ısı genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduğunu göstermektedir.

Bağlanma dayanıklılığını etkileyen artık gerilim miktarının, camsı geçiş sıcaklığına ulaşıncaya kadar geçen soğutma süresinde yapılan değişikliklerden etkilenebileceği, dolayısıyla soğutma sürelerinin değiştirilmesinin bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkili olabileceği bildirilmiştir (112).

Guazzato ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada küre şeklinde hazırlanan 7,8mm çapında, 200 adet Y-PSZ alt yapı üzerine 5 farklı tip tabakalama seramiği uygulamışlardır (NR, Nobel Biocare; ICE, Zirkonzahn; ZR, Noritake; ZI, Creation; VM9, Vita). Her marka için 1,5 gram seramik tozu (11,5mm çapında) ve 2,5 gram seramik tozu (14,8mm çapında) kullanarak iki farklı kalınlıkta örnekler elde etmişlerdir. Elde edilen örnekler, fırınlama işleminin ardından normal soğutma ve hızlı soğutma olmak üzere iki farklı sürede soğutulmuştur. Normal soğutma grubundaki örnekler, kullanılan tabakalama seramiklerinin üretici firmalarının tavsiye ettiği sürelerde soğutulmuştur. Hızlı soğutma grubundaki örnekler ise fırınlama işlemi bittiği anda fırından çıkarılarak oda sıcaklığında soğumaya

bırakılmıştır. Fırınlama ve soğutma işlemlerinin ardından örnekler ultraviyole ışık altında incelenerek başarısızlık veya çatlak varlığı değerlendirilmiştir. 11,5mm çapında ve normal soğutma uygulanan gruplarda hiç çatlak veya başarısızlık gözlenmezken, 14,8mm çapında ve normal soğutulan gruplarda %4 (2/50), 11,5mm çapında ve hızlı soğutulan gruplarda %6 (3/50), 14,8mm çapında ve hızlı soğutulan gruplarda ise %36 (18/50) oranında çatlak ve başarısızlık gözlenmiştir. Bütün başarısızlık tiplerinin koheziv başarısızlık şeklinde gerçekleştiği ve zirkonyum dioksit alt yapının etkilenmediği belirtilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, kullanılan tabakalama seramiğinin tipinin çatlak oluşumuna etki ettiği, kullanılan tabakalama seramiğinin kalınlığının artmasının ve hızlı soğutma uygulanmasının da materyalin dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkileri olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Ayrıca, bizim çalışmamızda da kullandığımız Vita VM9 tabakalama seramiklerinin hızlı soğutma uygulamasından en çok etkilenen grup olduğu gözlenmiştir. Bu seramik tipinde, üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda soğutulduğunda hiç çatlak oluşumu veya başarısızlık gözlenmezken, hızlı soğutma işlemi uygulandığında örneklerde %55 oranında (11/20) çatlak oluşumu veya başarısızlık görülmesi bizim yaptığımız çalışmayı destekler niteliktedir (147).

Göstemeyer ve arkadaşları, yapmış oldukları çalışmada soğutma süresi farklılıklarının zirkonyum dioksit alt yapılar ve tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı üzerine olan etkilerini incelemiştir. Çalışmada tek tip zirkonyum oksit alt yapı materyali (Lava, 3M ESPE) üzerine 4 farklı tabakalama seramiği (Lava Ceram, Triceram, Vita VM9, Zirox) sistemi uygulanmıştır. Örnekler, hızlı soğutma ve yavaş soğutma olmak üzere iki farklı şekilde soğutulmuştur ve dört nokta bükülme testi kullanılarak bağlanma dayanıklılığı değerleri elde edilmiştir. Hızlı soğutma uygulanan örnekler fırınlama işlemi sona erdiği anda fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır, yavaş soğutma işlemi uygulanan örnekler ise 5 dakika süreyle kapağı açık bir şekilde fırın içerisinde bekletilmiş ve üretici firma tarafından belirtilen camsı geçiş sıcaklığına ( $T_g$ ) ulaşıncaya kadar oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Çalışma sonucunda hızlı soğutma uygulanan grubun yavaş soğutulan gruba oranla daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, bu sonuçların aksine hızlı soğutulan örneklerde daha düşük bağlanma dayanıklılığı değerleri tespit edilmiştir. Bunun



nedeni kullanılan seramik markalarının ve test yöntemlerinin bizim çalışmamızdan farklı olması olabilir (148).

Tan ve arkadaşları, dikdörtgen formda hazırladıkları zirkonyum dioksit alt yapı (Lava All-Ceramic, 3M ESPE) ve tabakalama seramiklerinin (Vita VM9) bağlanma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmada 3 farklı fırınlama süresi ve 3 farklı soğutma süresi kullanmışlardır. Örnekler; 25°C/dk, 50°C/dk, 75°C/dk sıcaklık artışı olacak şekilde üretici firma talimatlarında belirtilen 910°C'ye kadar fırınlanmıştır. Fırınlama işlemini takiben uygulanan soğutma işlemlerinde ise hızlı soğutma grubunda bulunan örnekler fırınlama işlemi bittiği anda fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Ortalama soğutma grubunda bulunan örnekler fırın kapağı tamamen açılarak sıcaklık 500°C'ye ininceye kadar 7,5dk süreyle fırında bekletilmiş ve daha sonra fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yavaş soğutma grubunda bulunan örnekler ise fırın kapağı %30 açık şekilde sıcaklık 500°C'ye ininceye kadar fırın içinde bekletilmiş ve 15 dakika sonunda oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır (149).

Bu işlemlerin tamamlanmasının ardından 9 farklı kombinasyonda elde edilen toplam 54 adet örneğe dört nokta bükülme testi uygulanarak bağlanma dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Örneklerde oluşan bütün başarısızlıklar koheziv başarısızlık şeklinde gerçekleşmiştir ve ince bir seramik tabakası bağlantı yüzeyinde kalmıştır. Isıtma ve soğutma sürelerindeki değişikliklerin bağlanma dayanıklılığı değerleri üzerinde anlamlı bir şekilde etkili olduğu görülmüştür. Yavaş ısıtılan ve yavaş soğutulan gruplardaki örnekler daha yüksek bir basma dayanıklılığı göstermişlerdir. Soğutma süresi üzerinde yapılan değişiklikler, fırınlama süresi üzerinde yapılan değişikliklere oranla bağlanma dayanıklılığı üzerinde daha büyük bir etki göstermiştir. Fırınlama gruplarında sadece hızlı fırınlanan ve yavaş fırınlanan gruplar arasında anlamlı farklar oluşurken, soğutma gruplarında ise bütün gruplar arasında anlamlı farklar oluşmuştur ve yavaş soğutma grubundaki örnekler belirgin bir şekilde yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri göstermişlerdir. Yavaş fırınlama ve yavaş soğutma süreleri bir arada kullanıldığı zaman bağlanma dayanıklılığı değerleri nerdeyse 2 katına çıkmıştır (149). Bu çalışma, test tekniği bakımından bizim çalışmamızla farklılıklar göstermektedir ancak elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızdan

farklı olarak bütün örneklerde koheziv başarısızlıkların yaşanmasının sebebi olarak ise farklı tipte zirkonyum dioksit alt yapıların kullanılması düşünülebilir.

Almeida ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, zirkonyum dioksit alt yapı materyalleri (ZRHP, ProtMat) üzerine 5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde tabakalama seramiği (Vita VM9) uygulamış ve 3 farklı soğutma süresi sonunda bağlanma dayanıklılığı değerlerini incelemişlerdir. Yavaş soğutma grubunda yer alan örnekler fırın içinde ve kapak kapalı bir şekilde 8 saat süreyle bekletilmiştir. Normal soğutma grubu olarak adlandırılan grupta yer alan örnekler sıcaklık 500°C'ye düşünceye kadar kapağı açık bir şekilde fırında bekletilmiş ve daha sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Hızlı soğutma grubunda yer alan örnekler ise fırınlama işleminin tamamlandığı anda fırından çıkartılmış ve 10 saniye süreyle basınçlı soğuk hava uygulandıktan sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Örneklere uygulanan makaslama bağlanma dayanıklılığı testi 1,0 mm/dk hızında gerçekleştirilmiştir. Bu test sonucunda, ortalama bağlanma dayanıklılığı değerleri, yavaş soğutulan örnekler için 15,9±4,5MPa, normal soğutulan örnekler için 19,5±4,6MPa ve hızlı soğutulan örnekler için 20,9±4,4 MPa olarak bildirilmiştir. Bu çalışma, hazırlanan örnek boyutları, kullanılan test tekniği ve kullanılan tabakalama seramiğinin markası açısından bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ancak elde edilen sonuçların bizim çalışmamızın aksine hızlı soğutma lehine olması uygulanan soğutma sürelerindeki farklılıklar nedeniyle olabilir. Bunun yanında, bu çalışmada normal soğutma grubu olarak adlandırılan grup ile bizim çalışmamızda yer alan kontrol grubu, uygulanan soğutma süresi ve soğutma yöntemi açısından tamamen benzer şekildedir. Buna rağmen, çalışmamızda elde edilen örneklerin bağlanma dayanıklılığı değerlerinin (26,12±2,77MPa) bu çalışmada elde edilen değerlere (19,5±4,6MPa) oranla daha yüksek çıkmış olması kullanılan zirkonyum dioksit alt yapı materyalinin farklılığından kaynaklanabilir (150).

Komine ve arkadaşları, 48 örnekle yapmış oldukları çalışmalarında zirkonyum dioksit esaslı alt yapı materyali (Katana, Noritake) üzerine 3 farklı tabakalama seramiği sistemi (CZR, Noritake; EMX, Ivoclar; AAA, Noritake) uygulamıştır. Örnekler, hızlı soğutma ve yavaş soğutma yapılacak şekilde 2 alt gruba ayrılmıştır. Hızlı soğutma işlemi uygulanan gruptaki örnekler fırınlama işlemi bittiği anda fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yavaş soğutma

işlemi uygulanan gruptaki örnekler ise camsı geçiş sıcaklığına ( $T_g$ ) ulaşmaya kadar 4 dakika süreyle porselen fırını içerisinde bekletilmiştir. Çalışmada kullanılan test düzeneği ISO 11405 standartları kullanılarak hazırlanmıştır, bu standartlar doğrultusunda alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasında 5mm çapında bir bağlantı alanı oluşturulmuş ve 0,5mm/dk hızında kuvvet uygulanarak makaslama bağlanma dayanıklılığı testi gerçekleştirilmiştir. Örneklere uygulanan makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonucunda altın alaşımlı alt yapılar için üretilen seramiklerin (AAA, Noritake) kullanıldığı grupta başarısızlık çok çabuk gerçekleşmiştir ve sıfıra yakın değerler bulunmuştur. Noritake (CZR, Noritake) marka seramik kullanılan gruba ait örneklerde soğutma sürelerinin bağlanma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı bildirilirken, Ivoclar (EMX, Ivoclar) marka seramiklerin kullanıldığı grupta yavaş soğutma işleminin bağlanma dayanıklılığı değerlerini arttırdığı yönünde sonuçlar elde edilmiştir (Hızlı Soğutma:  $21,1 \pm 3,3$ MPa, Yavaş Soğutma:  $29,2 \pm 2,7$ MPa). Metal alt yapı alaşımları için üretilen tabakalama seramiğinin (AAA, Noritake) zirkonyum dioksit alt yapılara uygulandığı tüm örneklerde kombine başarısızlık tipi gözlenirken, diğer iki tabakalama seramiği çeşidinin kullanıldığı örneklerde koheziv başarısızlıklar gözlenmiştir. Çalışmanın sonucunda, zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığı değerlerinin uzun süreli soğutma işlemi uygulanmasıyla arttığı ancak bu durumun ısıl genleşme katsayılarındaki farklılıklar nedeniyle kullanılan tabakalama seramiği çeşidine bağlı olarak değiştiği bildirilmiştir. Bu çalışmada kullanılan test yöntemi bizim çalışmamızla benzer özellikler göstermektedir ve elde edilen sonuçlar bakımından bizim çalışmamızı destekler niteliktedir. Ayrıca, bu çalışmada uygulanan 4 dakikalık soğutma süresi bizim çalışmamızda hızlı soğutma grubuna uygulanan soğutma süresiyle eşit miktardadır (135).

Choi ve arkadaşları, zirkonyum dioksit alt yapılar (Vita In-Ceram Yz) üzerine 4 farklı çeşit preslenebilir seramik (Noritake CZR Press, Vita PM9, Wieland PressXZR, IPS e.max ZirPress) uygulayarak yaptıkları çalışmalarında lōsit içeren tabakalama seramiklerinin lōsit içermeyenlere oranla daha yüksek bir bağlanma dayanıklılığı değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Bunun nedeni olarak lōsit dolgu maddesinin sadece yapısal değişiklikler oluşturmadığı aynı zamanda ısıl genleşme katsayıları üzerinde de değişiklik oluşturarak bağlanma dayanıklılığı değerlerini

etkilediği düşünölmüştür. Lösit içeren iki farklı marka tabakalama seramiği arasında yapılan değerlendirmede ise ısı genleşme katsayısı alt yapı materyaline ( $10,5 \times 10^{-6}$ ) daha yakın olan “Noritake CZR Press” marka seramiklerin ( $10,1 \times 10^{-6}$ ) “Vita PM9” marka seramiklere ( $9,2 \times 10^{-6}$ ) oranla daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Lösit dolgusu içermeyen gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar doğrutusunda lösit içeriğinin ve artık gerilim oluşumunda etkili olan ısı genleşme katsayıları farklılıklarının alt yapı materyali ile tabakalama seramiği arasındaki bağlantıyı etkilediği düşünölmektedir. Örneklere 4 nokta bükölme testi uygulanmış ve bütün başarısızlık tiplerinin koheziv şekilde olduğu bildirilmiştir (151).

Bu araştırmanın devamı olarak yaptıkları çalışmalarında Choi ve arkadaşları, aynı örnek gruplarına 3 farklı soğutma süresi uygulayarak artık gerilim oluşumunu ve bağlanma dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Hızlı soğutma grubunda yer alan örnekler fırınlama işleminin bittiği anda fırından alınmıştır ve 30 cm mesafeden basınçlı soğuk hava uygulanarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Üretici firma talimatlarına göre soğutulan örnekler camsı geçiş sıcaklığına ( $T_g$ ) ulaşınca fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yavaş soğutma uygulanan örnekler ise fırın içinde sıcaklık  $100^\circ\text{C}$ 'ye ininceye kadar bekletilmiştir. Bu işlemin tamamlanması farklı örneklerde 30 dakika - 40 dakika arasında sürmüştür. Çalışma sonucunda, hızlı soğutma işleminin uygulanan örneklerin yüzeyinde artık gerilimlerin artışına bağlı olarak kısa çatlaklar oluştuğu gözlenmiştir. Bunun yanında yavaş soğutma işleminin artık gerilim oluşumunu nerdeyse ortadan kaldırdığı bildirilmiştir. Bu çalışma, kullanılan test tekniği bakımından bizim çalışmamızla farklılıklar gösterse de, elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızı destekler niteliktedir (152).

Lima ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarında zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine presleme ve tabakalama tekniği kullanılarak uygulanan 2 farklı tip seramiğin (Presleme: Vita PM9, Tabakalama: Vita VM9) bükölme dayanıklılıkları üzerinde farklı tabakalama seramiği kalınlıkları ve farklı soğutma sürelerinin etkisini incelemişlerdir. Hazırlanan 64 adet zirkonyum dioksit alt yapı materyali (Vita In-Ceram YZ) üzerine 1mm ve 3mm kalınlığında seramiklerin uygulanmasını takiben hızlı soğutma ve yavaş soğutma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Hızlı soğutma işleminin uygulanan örnekler sıcaklık  $800^\circ\text{C}$ 'ye ininceye kadar kapağı kapalı bir şekilde fırında

bekletilmiş ve daha sonra fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yavaş soğutma grubundaki örnekler ise sıcaklık 600°C'ye düşüncüye kadar kapağı tamamen kapalı bir şekilde fırında bekletilmiş ve daha sonra fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Örneklere uygulanan dört nokta bükülme testinin sonucunda, tabakalama seramiğinin uygulanma tekniğinin ve soğutma sürelerinin, bükülme dayanıklılığı değerleri üzerinde etkili olmadığı, tabakalama seramiğinin kalınlığının ise anlamlı farklar oluşturduğu belirtilmiştir. 1mm kalınlıkta hazırlanan örneklerde bükülme dayanıklılığının 66,8MPa-72,1MPa arasında olduğu, 3mm kalınlıkta hazırlanan örneklerde ise bu değerlerin 48MPa-55MPa arasında olduğu görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen sonuçların bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedeni kullanılan test yönteminin farklı olması olabilir (153).

Tholey ve arkadaşları, anatomik formda hazırladıkları zirkonyum dioksit alt yapılar (VITA In-Ceram YZ) üzerine tabakalama seramikleri (Vita VM9) uygulayarak gerçekleştirdikleri çalışmalarında örnekleri iki farklı şekilde soğutmuşlardır. Hızlı soğutma süresi uygulanan gruptaki örnekler 850°C'ye kadar fırın içinde ve kapak kapalı bir şekilde bekletilmiştir. Bu sıcaklıktan sonra ise fırından çıkartılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yavaş soğutma süresi uygulanan gruptaki örnekler ise üretici firma talimatları doğrultusunda, sıcaklık tabakalama seramiğinin camsı geçiş sıcaklığı olan 600°C'ye ininceye kadar kapağı kapalı bir şekilde fırın içinde bekletilmiş ve daha sonra fırından alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Soğutma işlemi süresince gerçekleşen sıcaklık değişimleri ve işlem sonunda ortaya çıkan artık gerilim miktarı optik polarimetre yardımıyla 10 farklı noktadan ölçülmüştür (154).

Bu ölçümler sonucunda, yavaş soğutma işlemi uygulanan örneklerde soğutma işleminin başladığı andan camsı geçiş sıcaklığına ulaşıncaya kadar geçen süre içerisinde seramik yapının dış katmanları ile iç katmanları arasında kayda değer sıcaklık farklarının oluşmadığı görülmüştür. Bu sayede, seramik yapının dış katmanları ile merkezinin, camsı geçiş sıcaklığına bir bütün olarak ulaştığı ve aynı anda sertleşerek viskoelastik formdan katı (solid) forma geçtiği görülmüştür. Ayrıca, yavaş soğutma işlemi uygulanan seramiklerin, camsı geçiş sıcaklığının üzerinde iken sahip olduğu viskoz yapının gerilim salınımına izin verdiği ve artık gerilimlerin oluşumunu azalttığı belirtilmiştir (97, 112, 155, 156).

Hızlı soğutma işlemi uygulanan örneklerde ise, tabakalama seramiğinin dış katmanlarının, merkezine oranla daha hızlı soğuduğu ve bu katmanların sıcaklığının daha kısa süre içerisinde camı geçiş sıcaklığının ( $T_g$ ) altına indiği görülmüştür. Dış katmanların sertleşerek katı (solid) forma geçtiği, iç katmanların ise henüz camı geçiş sıcaklığının altına inmeyerek viskoelastik formda bulunduğu durumlarda yapının iç kısımlarında büzülmelerin (kontraksiyon) devam ettiği belirtilmiştir. Bu durumun sonucu olarak katı forma geçen seramiğin dış yapısında gerilim salınımlarının sona erdiği ve sıcaklık değişimlerinin seramiğin iç yapısında hapsedilerek artık gerilim oluşumunu arttırdığı bildirilmiştir (97, 112, 155, 156). Bu durumun aynı zamanda tabakalama seramiğinin bünyesinde ve bağlantı yüzeyinde defektler oluşturarak bağlanma dayanıklılığı değerlerini olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir (97).

Yavaş soğutma işlemine tabi tutulan örneklerde oluşan gerilimlerin sadece ısıl genleşme katsayısı farkından kaynaklı olduğu görülmüştür. Hızlı soğutma işlemi uygulanan örneklerde ise ısıl genleşme katsayısı farkından kaynaklanan gerilimlerle birlikte ani soğumaya bağlı olarak dış katman ile iç katman arasında oluşan sıcaklık farkının da gerilim oluşumuna katkı yaptığı görülmüştür (154).

Bu çalışmanın sonucunda, soğutma sürelerinde yapılan değişikliklerin zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar üzerine uygulanan tabakalama seramiklerinde, özellikle merkeze yakın olan iç kısımlarda artık gerilim miktarını etkilediği görülmüştür. Hızlı soğutma uygulamasının artık gerilim oluşumunu arttırarak tabaka şeklinde kırık (chipping) oluşumuna neden olabileceği belirtilmiştir. Bu sonuç, bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları destekler niteliktedir (154).

Seramik materyalindeki başarısızlık mekanizmasının anlaşılması seramiğin güçlendirilebilmesi için önemli bir anahtardır. Başarısızlık tiplerinin mikroskop altında incelenmesi seramik gibi kırılğan materyallerin başarısızlık mekanizmasını anlamak için en önemli araçtır (157). Çalışmamızda bağlanma dayanıklılığı değerleri araştırılan örneklerin başarısızlık sebeplerini ortaya çıkarmak için optik mikroskop altında 10 büyütmede (x10) elde edilen örnek görüntüleri incelenmiş ve bağlanma başarısızlıkları sınıflandırılmıştır.

Zirkonyum dioksit alt yapı ile tabakalama seramiği arasındaki başarısızlık şekilleri incelendiğinde örneklerin büyük çoğunluğunda koheziv ve kombine tip

başarısızlıklar gözlenmiştir. Bunun yanında, hızlı soğutulan örnek gruplarında adeziv başarısızlıklara da rastlanmıştır. Hızlı soğutma grubunda adeziv başarısızlıkların görülmesi bu gruba ait örneklerde bağlanmanın yetersiz olduğunu düşündürmüştür. Kombine tip bağlantı başarısızlığına sahip örnek yüzeylerinin genelinde tabakalama seramiğinin geniş bir alanda tabaka olarak kaldığı görülmüştür.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar başarısızlık şekilleri açısından, koheziv ve kombine tipte başarısızlıkların görüldüğü bir çok çalışmayla benzerlik göstermektedir (1, 6, 15, 16, 122, 135, 146, 147). Ayrıca bu çalışmada gözlemlenen başarısızlık tipleri, ara yüz başarısızlıklarından daha çok tabakalama seramiğinin tabakalar halinde ayrıldığı (chipping) başarısızlık şekillerinin görüldüğü klinik şartlarını destekler niteliktedir (158).

Özkurt ve arkadaşlarının, 4 farklı zirkonyum dioksit alt yapı üzerine, 3 farklı tabakalama seramiği uygulayarak 12 farklı grup oluşturarak 120 adet örnek üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında koheziv ve kombine başarısızlık şekilleri gözlemlenmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Vita VM9 marka seramiklerin bütün alt yapı materyalleri üzerinde kombine başarısızlık gösterdiği ve buna bağlı olarak iyi adezyon sağlayan bir tabakalama seramiği olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, çalışmamızda kullandığımız ICE Zirconia (Zirkonzahn, İtalya) alt yapı materyali ile yine çalışmamızda kullandığımız Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) tabakalama seramiği kullanılarak hazırlanan örnekler arasındaki ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri 26,52MPa olarak bildirilmiştir. Bu sonuçlar hem rakamsal değerler açısından hem de görülen başarısızlık şekilleri açısından bizim çalışmamızı destekler niteliktedir (159).

Makaslama testleri sonucunda kaydedilen rakamsal değerlerin yanı sıra, zirkonyum dioksit ile tabakalama seramikleri arasında meydana gelen adeziv, koheziv ya da kombine başarısızlık türleri de iki malzeme arasındaki bağlanma özellikleri hakkında fikir vermektedir.

Örnek yüzeyleri incelendiğinde, kombine şekilde gerçekleşen başarısızlıklarda zirkonyum dioksit ve tabakalama seramiği arasındaki kırık başlangıcının tabakalama seramiğinin bünyesinde başladığı ve adeziv olarak sonlandığı görülmüştür. Kırık başlangıcının tabakalama seramiğinde başlaması ve bağlantı başarısızlığının genel olarak tabakalama seramiği içerisinde gerçekleşmesi

bizim için önemli bir noktayı oluşturmaktadır. Bu şekilde başarısızlık gösteren örneklerde, zirkonyum dioksit ve tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığının tabakalama seramiğinin kendi içerisindeki kırılma dayanıklılığına oranla daha iyi olduğunu söylenebilir.

Aboushelib ve arkadaşları, bağlantı arayüzünde başarısızlık oluşmasının ancak bağlanma dayanıklılığı değerinin tabakalama seramiğinin sahip olduğu çekme dayanıklılığı değerinden düşük olduğu durumlarda meydana gelebileceğini bildirmişlerdir. İki malzeme arasında oluşan bağlantı arttıkça, bu bağlantıyı ayırmaya yönelik uygulanan makaslama kuvveti de bağlantı bölgesinde ya da kullanılan malzemelerin bünyesinde bir başarısızlık gerçekleşene kadar artmaktadır. Malzemelerin çekme dayanıklılığı değerlerinden daha yüksek bir bağlanma dayanıklılığı değeri elde edilmesi halinde ise; ayrılma, mekanik direnci zirkonyum dioksite kıyasla çok daha zayıf olan tabakalama seramiğinin bünyesinde gerçekleşmektedir. Bu durumun, çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerlerinin birbirine yakın olmasında etkili olduğu düşünülebilir (11).

Metal destekli seramik restorasyonların basma gerilimlerine dayanabilmesi için en az 25MPa bağlanma dayanıklılığı değeri göstermeleri gerektiği bildirilmiştir (41). Zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine tabakalama seramiğinin uygulandığı çalışmalarda ise bağlanma dayanıklılığı değerlerinin 16 MPa ile 42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal destekli seramik bağlanma dayanıklılığı değerlerine oranla oldukça düşük olduğu görülmektedir (11, 15, 16, 122, 132, 135, 146, 159, 160). Çalışmamızda, bağlanma dayanıklılığı değerlerinin tüm gruplar için 22,94 MPa ile 33,24 MPa arasında olduğu tespit edilmiştir. Bu değerler zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramiklerinin bağlanma dayanıklılıklarını değerlendiren diğer çalışmalarla uyumlu sonuçlar göstermektedir. Özellikle uzun süreli soğutmaların uygulandığı gruplarda elde edilen değerler metal destekli seramik restorasyonlar için belirtilen değerlerin de üzerine çıkmıştır. Dolayısıyla farklı soğutma sürelerinin zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramikleri arasındaki bağlanma dayanıklılığını etkilediği söylenebilir.

Liner (astar) materyali klinik uygulamalarda, zirkonyum dioksit alt yapılardan kaynaklanan opak beyaz rengin yansımalarını önlemek ve daha estetik restorasyonların elde edilmesini sağlamak amacıyla kullanılan, bağlantı yüzeyine ince bir tabaka



halinde uygulanan özel bir maskeleme materyaldir (15, 89). Klinik koşulları mümkün olduğunca sağlayabilmek adına, yapmış olduğumuz çalışmada tüm test örneklerine liner materyali uygulanmıştır.

Liner materyalinin, bağlanma dayanıklılığı değerleri üzerinde, kullanılan malzemelere göre farklı davranışlar sergilediği ve olumlu etkisinin bulunduğu örneklerin yanı sıra yıkıcı sonuçlar doğurduğu da belirtilmiştir (1, 15). Renklendirilmiş zirkonyum dioksit alt yapıların kullanıma sunulması ile maskeleme amacıyla kullanılan liner materyalinin uygulama zorunluluğu da ortadan kalkmıştır. (161).

Kim ve arkadaşları, zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar (Everest ZS) ile tabakalama seramiği (Noritake ZR) arasındaki bağlanma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında liner uygulamasının bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi olmadığını bildirmişlerdir (132).

Fischer ve arkadaşları, zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar üzerine 6 farklı tip tabakalama seramiği uygulayarak gerçekleştirdiği çalışmalarında, liner kullanılan örneklerde ortalama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin azaldığı gözlenmiştir (Liner kullanılan:  $17,74 \pm 2,24$ MPa, Liner kullanılmayan:  $23,95 \pm 4,2$ ) (162).

Yapılan çalışmalar göstermektedir ki, zirkonyum dioksit esaslı alt yapılar üzerine tabakalama seramiğinin uygulandığı çalışmalarda bağlantı yüzeyine liner uygulanmasının bağlanma dayanıklılığı değerleri üzerinde oluşturduğu etki net olarak belirlenememiştir. Bu bilgilerin ışığında, farklı soğutma sürelerinin liner kullanılan ve kullanılmayan örneklerde bağlanma dayanıklılığı değerleri üzerinde etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirecek çalışmalara ihtiyaç olduğu ve çalışmamızın bu yönde geliştirilebileceği görülmüştür.

Zirkonyum dioksit alt yapıların sahip olduğu opak beyaz görüntü nedeniyle ortaya çıkan estetik problemlerin önüne geçebilmek adına uygulanan bir diğer yöntem de renklendirilmiş zirkonyum dioksit alt yapıların kullanılmasıdır (161).

Zirkonyum dioksit tozuna metalik pigmentlerin karıştırılmasıyla ya da hazırlanan zirkonyum dioksit alt yapıların renklendirici solüsyon içine batırılmasıyla gerçekleştirilen renklendirme işlemlerinin estetik problemlerin önüne geçtiği, ancak

zirkonyum dioksitin yapısal özellikleri ve tabakalama seramiği ile bağlantısı üzerinde olumsuz etkiler yarattığı bildirilmiştir (161, 163, 164, 165).

Zirkonyum dioksit tozu içerisine renk pigmenti ilavesinin, gren duvarlarında bulunan stabilize edici ajanların oransal miktarının azalması sonucu tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü arttırdığı ve dolayısı ile zirkonyum dioksit yüzeyinde gren çekilmeleri ve yüzey gerilimlerinin ortaya çıkmasına neden olarak bağlanma dayanıklılığı değerlerini azalttığı belirtilmiştir (161, 163, 164). Çözelti halindeki renklendirici ajan içerisine batırılarak renklendirilen zirkonyum dioksitte ise; yüzeyde biriken renk pigmentlerinin sinterleme esnasında kristalizasyon gösterme eğiliminde olması nedeniyle, olası kristalize tabakanın bağlantı üzerinde zayıflatıcı etkisinin bulunabileceği belirtilmiştir (161, 165).

Bu bilgiler ışığında, çalışmamız renklendirilmiş zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine uygulanan tabakalama seramiklerinde gerçekleştirilen farklı soğutma işlemlerinin bağlanma dayanıklılıklarına etkilerini inceleyecek şekilde geliştirilebilir.

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısıl genişleme katsayılarına sahiptirler. İn-vitro deneylerin in-vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi ve ağız içindeki sıcaklık değişikliklerinin taklit edilebilmesi amacıyla restorasyonları in-vitro şartlarda test eden termal döngü yönteminin de ilerleyen süreçte bu çalışmaya dahil edilmesi düşünülebilir.

Diş hekimliği kliniği açısından önemli olan bağlanma dayanıklılığının mümkün olduğunca yüksek değerlere çıkarılmasıdır. Bu açıdan değerlendirildiğinde, gerçekleştirdiğimiz çalışmanın olumlu sonuçlar verdiği düşünülebilir.

Bununla birlikte, bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik kuvvetler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi faktörlere bağlıdır. Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, elde ettiğimiz bağlanma dayanıklılığı değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu durumda, henüz metal-seramik bağlanma dayanıklılığı değerlerine ulaşmamış, zirkonyum dioksit-tabakalama seramiği bağlanma dayanıklılığı değerlerinin artırılması ve klinik komplikasyonlarının azaltılması için çalışmaların devam etmesi gerekmektedir.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Farklı soğutma sürelerinin zirkonyum dioksit alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerinin ISO 11405-2003 standardı esas alınarak incelendiği bu tez çalışmasında elde edilen bulgular sonucunda;

1. Uygulanan farklı soğutma sürelerinin zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramikleri arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerinde anlamlı bir fark oluşturduğu görülmüştür.

2. Zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine tabakalama seramiklerinin uygulandığı çalışmalarda uzun süreli soğutma işlemlerinin tercih edilmesinin bağlanma dayanıklılığını anlamlı şekilde arttırdığı görülmüştür.

3. Zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine uygulanan tabakalama seramiklerinde gerçekleştirilen hızlı soğutma işleminin makaslama bağlanma dayanıklılığını düşürdüğü görülmüştür.

4. Örneklerimizin çoğunda kombine tip bağlantı başarısızlığı tespit edilmiştir, bu sonuç bağlanma dayanıklılığı açısından tatmin edicidir ve zirkonyum dioksit alt yapı materyali ile tabakalama seramiği ara yüzündeki bağlanma dayanıklılığının güçlü olduğunu işaret etmektedir. Tatmin edici bağlanma dayanıklılığı değerlerine ulaşılması örnekler üzerinde yapılan yüzey hazırlığının yeterli olduğunu göstermektedir.

5. Çalışmamız; farklı soğutma sürelerinin, liner kullanılan ve kullanılmayan örneklerde makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkilerini inceleyecek şekilde geliştirilebilir.

6. Farklı soğutma sürelerinin zirkonyum dioksit alt yapılar ile tabakalama seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığına etkilerinin inceleneceği daha ileri çalışmalarda, renklendirilmiş zirkonyum dioksit alt yapıların kullanılması gibi bağlanma dayanıklılığına etki edebilecek diğer faktörler de incelenmelidir.

7. Çalışmamız sonucunda başarısızlık şekilleri incelendiğinde, zirkonyum dioksit destekli restorasyonlarda zirkonyum dioksit ve tabakalama seramiği arasındaki bağlantıya odaklanmakla birlikte, tabakalama seramiklerinin kendi içlerinde güçlendirilmesi gerektiği de düşünülmektedir.

## ÖZET

### Üst Yapı Porselenlerinin Zirkonyum Esaslı Altyapılar Üzerine Olan Bağlantı Dirençlerine Farklı Soğutma Sürelerinin Etkisinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı farklı soğutma süreleri karşısında zirkonyum dioksit alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Zirkonyum esaslı alt yapılar üzerine hazırlanan restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, tabakalama seramiğinin alt yapıdan tabakalar halinde ayrılması veya kırılmasıdır. Bazı araştırmacılar farklı soğutma sürelerinin bu materyallerin mekanik dayanıklılığını etkileyeceğini ileri sürmüşlerdir. Ancak farklı soğutma sürelerinin bu materyaller arasındaki bağlanma dayanıklılığına olan etkisi hakkında yeterince bilgi yoktur.

Çalışmamızda her grupta 20 örnek olacak şekilde zirkonyum dioksit disklerden elde edilen 7 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde zirkonyum dioksit alt yapı üzerinde fırınlanmış 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde üst yapı seramiğinden oluşan örnekler kullanılmıştır. Tüm örnekler tek bir tür alt yapı üzerinde yine tek çeşit üst yapı seramiği pişirilerek hazırlanmıştır. Tüm test gruplarında 5 farklı soğutma süresi kullanılmıştır. Toplam 5 farklı çalışma grubu ve 100 adet örnek oluşturulmuştur. Elde edilen örneklere, fırınlama işlemini takiben universal test cihazında makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulanarak değerler ölçülmüştür.

Soğutma sürelerinde gerçekleştirilen değişiklikler sonucunda daha uzun süreli soğutulan örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılıklarında artış meydana gelmiştir, hızlı soğutma uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılıkları ise azalmıştır. Meydana gelen değişikliklerin zirkonyum dioksit alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanıklılığı değerlerine etki ettiği istatistiksel olarak gösterilmiştir.

**Anahtar kelimeler:** Soğutma süresi, zirkonyum dioksit, üst yapı seramiği, makaslama bağlanma dayanıklılığı

## ABSTRACT

### **Influence of Cooling Rate on the Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia**

The aim of this study is to figure out the influence of the cooling rates on the shear bond strength between zirconium dioxide cores and veneering ceramic.

The most common complications in zirconium dioxide-based restorations are delamination or chipping of the veneering porcelains. Different cooling schedules have recently been introduced by some clinicians to increase the mechanical strength in these materials. Nevertheless, there is no definite information for the effect of different cooling schedules on the shear bond strength of veneering ceramics to zirconium dioxide cores.

In this research, 20 specimens for each group were used. Specimens were formed by 7 mm diameter, 3 mm height of zirconium based substructure and 5 mm diameter, 3 mm height of veneering porcelain. All the samples were formed by the firing of one type of veneering ceramic on one type of substructure. 5 different types of cooling rates were performed for each structures. 5 different groups and 100 specimens were composed. After the firing protocols, shear bond strength test was applied for each specimens and the results were measured.

As a result of different cooling rates on zirconium dioxide ceramics, shear bond strength of the slow cooling specimens were increased besides rapid cooling specimens were decreased. The effects of cooling rates on the shear bond strengths of zirconium dioxide cores and veneering ceramics were statistically significant.

**Keywords:** Cooling rate, zirconium dioxide, veneering ceramic, shear bond strength

## KAYNAKLAR

1. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36:316-321.
2. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):149-154.
3. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16:226-233.
4. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-456.
5. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dentistry* 2000;28:529-535.
6. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double Veneer Technique. *J Prosthodont* 2008;17:9-13.
7. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-1258.
8. Rocha EP, Anchieta RB, Junior ACF, Almeida EO, Cattaneo PM, Ko CC. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: A 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent* 2010;105:14-20.
9. Bottino MA, Salazar-Marrocho SM, Leite FP, Vasquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont* 2009;18(5):417-420.
10. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989;2(4):376-384.
11. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-991.
12. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-131.
13. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21:242-251.
14. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009;25:419-423.

15. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-863.
16. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-355.
17. Teng J, Wang H, Yunmao L, Liang X. Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restorations. *J Prosthet Dent* 2012;107:380-387.
18. Akın E. Diş hekimliğinde Seramik. 1. Baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul: 1978.
19. Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi (John McCabe). 7.baskı, İstanbul. 1999.
20. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3<sup>rd</sup> Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. 1997. p.455-457.
21. Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in Dental Applications Trends Biomater Artif Organs 2006;20(1):7-11.
22. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66.
23. O'Brien JW. Magnesia Ceramic Jacket Crown. *Dent Clic North Am* 1985;29:719-23.
24. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri I. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg* 2005;22:41-48.
25. Yavuzylmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam seramik sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg* 2005;22(1):49-60.
26. Anusavice KJ. *Phillips Science of dental materials*. 11<sup>th</sup> edition. Saunders, Floride, USA. Pp 660-663, 2003.
27. Doğan E, Zaimoğlu A. Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısı porseleninin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması. *A.Ü. Diş Hek Fak Derg* 2006;33(1):107-118.
28. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119: 251-267.
29. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2):134-143.
30. Claus H. Vita In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures. *Quintessence Zahntech* 1990;16:35-46.
31. Suarez MJ, Lozano JFL, Paz Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35-38.

32. Tinschert J, Natt G, Mauthsch W, Augthum M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
33. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *JADA* 1988;117:115-120.
34. Andersson M, Oden A. A new all ceramic crown. A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 1993;51:59-64.
35. Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update* 1999;26(2):65-68,70,72.
36. Nağaç IÇ, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008;25(3):51-60.
37. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 8th edition, W.B Saunders Co. London. 2003.
38. McLean J.W. The science and art of dental ceramics. Vol:1 Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago. 1979.
39. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
40. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby, London. 2002.
41. Craig RG, Powers JM. Mechanical Properties in Restorative Dental Materials. 2002;11th ed, Mosby, St.Louis, p.551-592.
42. Yamamoto M. Metal-Ceramics. 1985. Quintessence Pub Co Inc, Chicago, Illinois. 1985.
43. Lacy AM. The chemical nature of dental porcelain. *Dental clinics of North America* 1977;21:661-667.
44. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Illinois, 1992.
45. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:134-143.
46. Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent. Clin. North Am.* 1985;29:621-643.
47. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of for-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent. Mater* 2005;21:930-937.
48. Blatz MB. Long-term clinical success of all ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33:415-426.
49. Hondrum SO. A review of the Strength Properties of Dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.
50. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, AÜ Dişhek Fak Yayınları, Ankara. 2004.
51. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.



52. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater* 1990;6:181-184.
53. Albakry M, Guazzato M, Swain MW. Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-380.
54. Üçtaşı S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoğlu A. The strength of a heatpressed allceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1996;23:257-261.
55. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303.
56. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin N Am.* 2002;46:405-426.
57. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
58. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91:136-143.
59. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-346.
60. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995;73:411-418.
61. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15:451-456.
62. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007;98:120-128.
63. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8:239-246.
64. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:216-222.
65. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997;10:459- 466.
66. Heather JC, Wook-Jin S, Igor JP. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
67. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):682-688.
68. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc* 2008 Sep;139 Suppl:4S-7S.

69. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011;142(2):20S-4S.
70. McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):666-672.
71. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon* 2011;3:109-115.
72. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3<sup>th</sup> ed. St. Louis. The Mosby Company, 2001.
73. Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *Am J Dent* 2004;17:169-172.
74. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A* 2003;361(1804):575-589.
75. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A Systematic Review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
76. Santos GC Jr, Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc* 2009;75(5):379-84.
77. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 2007;3:34-38.
78. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. *J Adhes Dent* 2011;10:56-63.
79. Zirkonzahn technical product file.
80. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
81. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:519-529.
82. Piconi C, Burger W, Richter HG, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998;19:1489-1494.
83. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
84. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:605-614.
85. Clarke IC, Manaka M, Green DD, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(4):73-84.
86. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.

87. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-376.
88. Catledge SA, Cook M, Vohra YK. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:863-867.
89. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
90. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-662.
91. 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;15:426-433.
92. 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.
93. 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;31:682-688.
94. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-491.
95. Kim HT, Han JS, Yang JH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont* 2009;1(3):113-117.
96. Lang LA, Wang R, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001;86:650-654.
97. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009;5:1668-1677.
98. 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.
99. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96(4):237-244.
100. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hammerle CHF. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J* 2007;26:766-772.
101. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater* 2009;25:326-330.

102. Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NRFA. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J Dent* 2010;38:318-324.
103. Lawn BR, Marshall DB. Contact fracture resistance of physically and chemically tempered glass Plates – theoretical model. *Phys Chem Glasses* 1977;18(1):7-18.
104. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. 2003.
105. Vita VM9 product information.
106. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008;24:1556-1567.
107. Manicone PF, Rossi IP, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
108. Çömlekoğlu ME, Dündar M, Özcan M, Güngör MA, Gökçe B, Artunç C. Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent* 2008;36:822-827.
109. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24:471-475.
110. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24:308-318.
111. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crown-like layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
112. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater* 2008;24:1149-1155.
113. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 2009;25:383-91.
114. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.
115. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-471.
116. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):217-222.
117. Reuter JE, Brose MO. Failures in full crown retained dental bridges. *Br Dent J* 1984;157:61-63.

118. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused- to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984;51:338-342.
119. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Hammerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37(9):685-693.
120. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010;23(2):141-148.
121. Studart AR, Falser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for allceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:115-123.
122. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009;1(3):129-135.
123. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond test pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76:1298-1307.
124. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, Schultheisz CR. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-3608.
125. Hadavi F, Hey JH, Ambrose ER, Louie PW, Shinkewski DJ. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 1993;18:61-65.
126. Anusavice KJ, DeHoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res* 1980;59(3):608-613.
127. 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;33:9-18.
128. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging affects and finishing procedures on the flexural strength and stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96:154-164.
129. Lorente MC, Scherrerr SS, Richard J, Demellayer R, Droz MA, Wiskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent Mater* 2010;26(11):1035-1042.
130. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res* 2009;53:116-119.
131. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633-638.
132. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2011;105(5):315-322.

133. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):465-473.
134. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996;76:23-28.
135. Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci* 2010;52(4):647-652.
136. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater* 2010;26(8):743-750.
137. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-569.
138. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater* 2011;27:71-82.
139. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM- fabricated veneering material sintered to zirconia copings-A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25:121-128.
140. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metalceramic crowns. *J Dent Res* 1987;66:1341-1345.
141. Fischer J, Baltzer N, Fleetwood PW. Thermal creep analysis of noble metal alloys for the ceramic-fused-to-metal technique. *J Biomedical Materials Research* 1999;48(3):258-264.
142. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962;41:1424-1437.
143. Nielsen JP, Tuccillo JJ. Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. *J Dent Res* 1972;51(4):1043-1047.
144. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):21-25.
145. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dental Res* 1989;68(7):1182-1187.
146. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010;104:247-257.
147. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian Dent J* 2010;55:306-310.

148. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater* 2010;6:4532-4538.
149. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;107:163-169.
150. Almeida-Junior AA, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *J Dent* 2013;41:356-362.
151. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater* 2011;27:1204-1212.
152. Choi JE, Waddell JN, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater* 2011;27:1111-1118.
153. Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater* 2013;29:1063-1072.
154. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater* 2011;27:1102-1110.
155. Rues S, Kroger E, Muller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *Am J Dent* 2010;38(12):987-994.
156. DeHoff P, Anusavice K, Gotzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *J Biomech* 2006;39:40-48.
157. Mecholsky J. Fractography: Determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 1995;11:113-116.
158. Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Chatzistavrou X, Kavouras P, Zorba T, Sivropoulou A, Chrissafis K, Paraskevopoulos KM, Koidis PT. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal-ceramic restorations. *Dent Mater* 2008;24(10):1362-1373.
159. Özkurt Z, Kazazoğlu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater J* 2010;29:138-146.
160. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont* 2011;3:221-228.
161. 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):139-145.
162. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hammerle CHF. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent* 2010;103:267-274.

163. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-595.
164. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25:5539-5545.
165. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 2008;66(5):262-267.



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı :</b> İbrahim Eren	<b>Soyadı :</b> Yılmaz
<b>Doğum Yeri :</b> Gaziantep	<b>Doğum Tarihi :</b> 20.08.1984
<b>Uyruğu :</b> TC	<b>E mail :</b> drerenyilmaz@hotmail.com

### Eğitim

	<b>Mezun Olduğu Kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Lise</b>	Trabzon Anadolu Lisesi	2002
<b>Lisans</b>	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
<b>Doktora</b>	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2010 - 2015

<b>Yabancı Dil</b>	<b>ÜDS Puanı</b>
İngilizce	75.00