



**ZİRKONYA SERAMİK, LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK VE  
ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM  
SERAMİKLERE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN,  
KOMPOZİT REZİNLERİN TAMİR BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE  
ETKİSİ**

**Ayşe Seda ATAOL**

**DOKTORA TEZİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MART 2016**

Ayşe Seda ATAOL tarafından hazırlanan “Zirkonya seramik, lityum disilikat cam seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

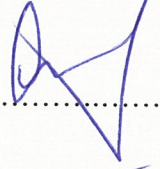
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....  


**Başkan :** Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....  


**Üye :** Prof. Dr. Ayşe Cavidan AKÖREN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi


Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....  


**Üye :** Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

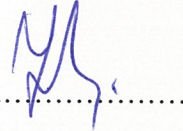
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....  


**Üye :** Doç. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....  


Tez Savunma Tarihi: 10/03/2016

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ayşe Seda ATAOL

10.03.2016

ZİRKONYA SERAMİK, LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK VE ZİRKONYA İLE  
GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİKLERE UYGULANAN  
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN, KOMPOZİT REZİNLERİN TAMİR BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Ayşe Seda ATAOL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2016

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; kompozit rezinlerin 3 farklı CAD/CAM bloğuna (monolitik veya iki farklı veneer seramiği ile veneerlenmiş olarak lityum disilikat cam seramik, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler) makaslama bağlanma dayanımları üzerine yüzey işlemlerinin etkilerini termosiklus sonrasında değerlendirmektir. Test materyalleri yüzey işlem tekniğine göre sekiz alt gruba ayrılmıştır (Grup 1: hidroflorik asit + silan + bond, Grup 2: kumlama + silan + bond, Grup 3: lazer + silan + bond, Grup 4: hidroflorik asit + silan, Grup 5: kumlama + silan, Grup: 6: lazer + silan, Grup 7: silan + bond, Group 8: silan). Ek olarak, iki farklı bağlanma sistemi kullanılmıştır. Sonrasında, kompozit rezin tüm örnek yüzeylerine uygulanmıştır. Ardından, örnekler 37<sup>0</sup>C'de 24 saat distile suda bekletilmiştir. Örneklerin yarısı termosiklusa maruz bırakılmıştır ve diğer yarısı 37<sup>0</sup>C'de distile suda bekletilmiştir. Sonrasında, örnekler makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Kırık tipleri, optik mikroskop ve SEM kullanılarak değerlendirildi. Veriler, Mann Whitney U, Kruskal Wallis ve post-hoc testler ile analiz edildi (p<0,05). İstatistiksel analizler; seramik tipinin, yüzey işlemi tekniğinin ve termosiklusun makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerinde belirgin etkiye sahip olduğunu göstermiştir (p<0,05). Ancak, veneerleme işlemi makaslama bağlanma dayanımı değerlerini etkilememiştir (p=0,046). Kompozit rezinlerin farklı CAD/CAM seramik yüzeylerine tamir bağlanma kapasitelerinin arttırılması için uygun yüzey işlemlerinin kullanılması önerilmektedir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : CAD/CAM, yüzey işlemleri, hidroflorik asit, kumlama, lazer,  
kompozit rezin, makaslama bağlanma dayanımı

Sayfa Adedi : 154

Danışman : Prof.Dr. Gülfem ERGÜN

THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON REPAIR BOND  
STRENGTH OF RESIN COMPOSITE TO ZIRCONIA CERAMIC, LITHIUM  
DISILICATE GLASS CERAMIC AND ZIRCONIA REINFORCED LITHIUM  
SILICATE GLASS CERAMIC

(Ph. D. Thesis)

Ayşe Seda ATAOL

GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

March 2016

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of surface treatments on the shear bond strength of resin composites to three different CAD/CAM blocks (lithium disilicate glass ceramic, yttrium stabilized zirconia ceramic and zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic as monolithic or veneered with two different veneering ceramics) following thermocycling. The tested materials were divided into eight subgroups according to the surface treatment technique (Group 1: hydrofluoric acid + silane + bond, Group 2: sandblasting + silane + bond, Group 3: laser + silane + bond, Group 4: hydrofluoric acid + silane, Group 5: sandblasting + silane, Group 6: laser + silane, Group 7: silane + bond, Group 8: silane). In addition, two different adhesive systems were used. Then resin composite was applied to the surfaces of all specimens. Afterwards, they were stored in distilled water for 24 hours at 37°C. The half of the specimens were exposed to thermocycling procedure and the other half were stored in distilled water at 37°C. Then specimens were subjected to universal testing machine for shear bond strength test. Failure modes were examined using an optical microscope and SEM. The data were analyzed with Mann Whitney U, Kruskal Wallis and post-hoc tests ( $p < 0,05$ ). Statistical analysis revealed that the ceramic type, surface treatment technique and thermocycling had significant effects on the shear bond strength values ( $p < 0,05$ ). However, veneering procedure had not affected the shear bond strength values ( $p = 0,046$ ). To improve the repair bonding capability of resin composites to different CAD/CAM ceramics, use of appropriate surface treatments are suggested.

Science Code : 1050

Key Words : CAD/CAM, surface treatments, hydrofluoric acid, sandblasting, laser,  
resin composite, shear bond strengt

Page Number : 154

Advisor : Prof.Dr. Gülfem ERGÜN

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, tüm tecrübelerini benimle paylaşan, tezimin düşünsel ve uygulama aşamalarında bana yol gösteren, pratik ve teorik anlamda mesleki gelişimimle bizzat ilgilenen, ilkeli bir insan olmanın hayattaki tüm başarılarından bir adım önde olduğunu bana öğreten, akademisyenlik kavramı ile ilgili gözümde çizdiğim tüm hatlarda rol modelim olan, hem akademik duruşu hem de insani değerleri ile her zaman gıpta ettiğim ve bir ömür hayranlıkla anacağım, hayattaki yol göstericim, tez danışmanım Prof. Dr. Gülfem ERGÜN' e

Her konuda ilgi, destek ve sevgilerini hissettiğim, her zaman özverili yaklaşımlarıyla yardımlarını benden esirgemeyen, çalışkanlıkları ve azimlerini örnek aldığım değerli hocalarım Doç. Dr. Işıl Çekiç NAGAŞ ve Doç. Dr. Ferhan EĞİLMEZ' e, tez çalışmamın örnek hazırlama aşamasında Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar'ını kullanma imkanı sunan Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU ve Doç. Dr. Andaç Barkın BAVBEK'e,

114S909 proje nosu ile tez çalışmama destek sağlayan 'Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)' na,

Hayata dair kararlarımda yol göstericim ve destekçim olan, bana hayata karşı tatminkar ve olumlu olmayı, en önemlisi insan olmayı öğreten, bugünkü varlığımı ve hayatımı borçlu olduğum canım annem Bilgin YÜCEL'e ve canım babam Ahmet Zeki YÜCEL'e, sevgileriyle beni dünyanın en mutlu kardeşi yapan canlarım Emre YÜCEL, Zeynep AKÇAY, Esra GÖÇMEN ve Cansu ATAOL'a, beni her zaman destekleyen, canım annem Ayhan ATAOL ve canım babam Mehmet ATAOL'a, üniversite ile başlayan ve her geçen günde ve zorlukta perçinlenen dostluğumuz için canlarım Selen Esin YOLDAŞ ve İrem TÜRKCAN'a, sevgili asistan arkadaşlarım Şenay ÇETİNTAŞ ve Zeynep ŞAHİN'e

Tezimin tüm aşamalarında emek veren, doktora eğitimim boyunca uzakta da olsa sevgisi ve sabrı ile yanımda olan, meslek sevgisi ve azminden her zaman feyz aldığım, hayallerimin peşinde gidebilmem için hep elimden tutan, hem insanlığı ve değerleri, hem de becerisi ve zekası ile beni kendine hayran bırakan hayattaki can yoldaşım değerli eşim Mert ATAOL'a

En içten teşekkürlerimi sunuyorum...

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xix
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.2. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	3
2.3. Tam Seramik Sistemlerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması .....	4
2.3.1. Isıya dayanıklı daylar (refraktör day) üzerinde fırınlanan tam seramik sistemler .....	4
2.3.2. Dökülebilir tam seramik sistemler.....	5
2.3.3. Sıkıştırılabilir (ısı ile preselenerek üretilen) tam seramik sistemleri.....	5
2.3.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği.....	7
2.4. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD).....	7
2.5. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM).....	8
2.5.1. İlave edilerek yapılan üretim .....	8
2.5.2. Eksiltilek yapılan üretim .....	8
2.6. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Uygulamaları .....	8
2.6.1. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri.....	9
2.6.2. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin avantajları.....	10

2.6.3. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin dezavantajları .....	10
2.7. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Teknolojisinde Kullanılan Seramik Materyaller.....	11
2.7.1. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu cam seramikler .....	12
2.7.2. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu polikristalin alümina ve zirkonya seramikler .....	16
2.8. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim ile Oluşturulan Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar .....	20
2.9. Restorasyon Kırık Sebepleri .....	21
2.9.1. Termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğu .....	21
2.9.2. Termal iletkenlik .....	22
2.9.3. Faz geçişi .....	22
2.9.4. Altyapı tasarımı .....	22
2.9.5. Veneerleme yöntemi.....	23
2.10. Rezin Bazlı Materyallerin Seramiklere Bağlantısı.....	23
2.11. Restorasyonun Tamir Seçenekleri.....	25
2.11.1. Ağız dışı tamir sistemleri.....	26
2.11.2. Ağız içi tamir sistemleri .....	26
2.12. Ağız İçi Tamir Sistemlerini Etkileyen Faktörler.....	28
2.13. Yüzey Şartlandırma İşlemleri .....	28
2.13.1. Yüzey şartlandırma işleminde mikromekanik retansiyon .....	29
2.13.2. Yüzey şartlandırma işleminde kimyasal bağlantı.....	36
2.14. Tamiri Yapılacak Materyallerin Mikroyapı Farklılıkları ve Bağlantı Dayanımına Etkisi.....	40
2.14.1. Silikat seramikler.....	40
2.14.2. Oksit seramikler.....	41
2.15. Kompozit Rezinerler .....	42
2.15.1. Konvansiyonel kompozit rezinler.....	42

**Sayfa**

2.15.2. Poliasit modifiye kompozit rezinler .....	43
2.16. Tamir Kompozitinin Seçiminde Etkili Faktörler .....	43
2.17. Kompozit Resin - Seramik Bağlantı Dayanım Değerleri.....	44
2.18. Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri .....	45
2.19. Suda Bekletme ile Yaşlandırma .....	45
2.19.1. Yapay tükruk içerisinde yaşlandırma .....	45
2.19.2. Termosiklus ile yaşlandırma.....	45
2.19.3. Mekanik siklus ile yaşlandırma .....	46
2.20. Seramik ve Resin Arasındaki Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	46
2.20.1. Gerilim testi .....	46
2.20.2. Mikrogerilim testi .....	46
2.20.3. Makaslama testi .....	47
2.20.4. Mikromakaslama testi .....	47
2.21. Seramik Yüzeylerinin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler....	47
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>49</b>
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	52
3.1.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlaması (Grup A) .....	52
3.1.2. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması (Grup B) .....	58
3.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örneklerin hazırlanması (Grup C) .....	62
3.1.4. Veneer seramik örneklerin hazırlanması .....	66
3.1.5. Örneklerin akrile gömülmesi.....	68
3.1.6. Örneklerin tesviye işlemi.....	70
3.2. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	71

**Sayfa**

3.2.1. Asit + silan + bond uygulaması (1. yüzey işlemi) .....	73
3.2.2. Kumlama + silan + bond uygulaması (2. yüzey işlemi) .....	74
3.2.3. Lazer + silan + bond uygulaması (3. yüzey işlemi) .....	76
3.2.4. Asit + silan uygulaması (4. yüzey işlemi) .....	77
3.2.5. Kumlama + silan uygulaması (5. yüzey işlemi) .....	78
3.2.6. Lazer + silan uygulaması (6. yüzey işlemi) .....	78
3.2.7. Kontrol grubu (silan + bond uygulaması) (7. yüzey işlemi) .....	78
3.2.8. Kontrol grubu (silan uygulaması) (8. yüzey işlemi) .....	78
3.2.9. Örneklerin yüzeylerine kompozit rezin uygulaması .....	79
3.3. Test Örneklerinin Yaşlandırılma İşlemi .....	81
3.4. Makaslama (Shear) Testinin Yapılması .....	82
3.5. Işık Mikroskobu ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi .....	84
3.6. Test Örneklerinin SEM’de İncelenmesi .....	84
3.7. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi .....	85
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>87</b>
4.1. Makaslama Testi ve İstatistiksel Analiz Bulguları .....	87
4.2. Bağlanma Dayanım Testi Sonrasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi .....	97
4.2.1. Işık mikroskobu bulguları .....	99
4.2.2. SEM analizi bulguları .....	101
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	<b>107</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	<b>129</b>
<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>133</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>153</b>

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 2.1. Lazer tipleri.....	33
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan test materyalleri.....	50
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	51
Çizelge 3.3. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok kristalizasyon prosedürü .....	55
Çizelge 3.4. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram) veneer materyali fırınlama prosedürü.....	58
Çizelge 3.5. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok sinterleme prosedürü .....	60
Çizelge 3.6. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram ZirLiner) fırınlama prosedürü .....	62
Çizelge 3.7. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloğun fırınlama prosedürü .....	63
Çizelge 3.8. Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (Vita VM11) fırınlama prosedürü.....	66
Çizelge 4.1. Diğer faktörlerden bağımsız olarak materyallere, işlem türüne, yaşlandırma ve veneerleme yapılıp yapılmamasına göre bağlanma dayanımı kuvvetleri .....	87
Çizelge 4.2. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda materyallerin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi .....	89
Çizelge 4.3. Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi .....	89
Çizelge 4.4. Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi .....	90
Çizelge 4.5. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV-, AV+ ve D).....	91
Çizelge 4.6. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup BV-, BV+ ve D) .....	92

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 4.7. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup CV-, CV+ ve E) .....	92
Çizelge 4.8. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC-, CV-TC+) .....	93
Çizelge 4.9. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC-, CV+TC+).....	94
Çizelge 4.10. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup DTC-, DTC+, ETC-, ETC+) .....	95
Çizelge 4.11. Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC-, CV-TC+, DTC-, DTC+, ETC-, ETC+) (Ad: adeziv kırık, Kr: karma kırık).....	97
Çizelge 4.12. Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC-, CV+TC+) (Ad: adeziv kırık, Kr: karma kırık, Koh: koheziv kırık).....	98

**ŞEKİLLERİN LİSTESİ**

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1. Silika bazlı seramiklerin kimyasal yapısı .....	37
Şekil 3.1. Çalışma için oluşturulan grupların şematik görüntüsü .....	52
Şekil 3.2. Kompozit rezin uygulanma işlemlerinin şeması.....	80
Şekil 4.1. AV-TC-, AV-TC+, AV+TC-, AV+TC+, DTC- ve DTC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği .....	96
Şekil 4.2. BV-TC-, BV-TC+, BV+TC-, BV+TC+, DTC- ve DTC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği .....	96
Şekil 4.3. CV-TC-, CV-TC+, CV+TC-, CV+TC+, ETC- ve ETC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği .....	97

## RESİMLERİN LİSTESİ

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok.....	53
Resim 3.2. Hassas kesme cihazı .....	53
Resim 3.3. Elmas kesici disk (15LC, 11-4255, 127x0,4mm).....	53
Resim 3.4. 3 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x12x3 mm boyutlarında lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması .....	54
Resim 3.5. Porselen fırını .....	54
Resim 3.6. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrası görünüşleri .....	55
Resim 3.7. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin kristalizasyon sonrası boyut ölçümleri .....	55
Resim 3.8. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin merkezine torna cihazı kullanılarak kavite açılması.....	56
Resim 3.9. Kavite açılmış lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası görünüşü.....	56
Resim 3.10. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik .....	57
Resim 3.11. Hazırlanan kavitelere lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok materyali ile uyumlu düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik uygulanması.....	57
Resim 3.12. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik veneer materyali uygulanmış lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örnekleri.....	57
Resim 3.13. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok .....	58
Resim 3.14. 15,5x15,5x3,75 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde itiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması .....	59
Resim 3.15. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok test örneklerinin fırınlama öncesi görünüşü.....	59
Resim 3.16. Sinterleme fırını .....	60
Resim 3.17. Kavite açılan itiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örnekler .....	61

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.18. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin sinterleme sonrası % 20 oranında büzülme görünümü .....	61
Resim 3.19. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik .....	61
Resim 3.20. Veneer porseleni uygulanan itiryum ile stabilize zirkonyum oksit seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama sonrası görünümleri .....	62
Resim 3.21. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok.....	62
Resim 3.22. 3 mm'lik yatay kesitler alınarak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması .....	63
Resim 3.23. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin görünümleri .....	64
Resim 3.24. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin merkezine torna cihazı ile kavite açılması .....	64
Resim 3.25. Kavite açılmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası görünümü .....	64
Resim 3.26. Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (toz / likit) .....	65
Resim 3.27. Hazırlanan kavitelere zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok materyali ile uyumlu veneer materyali uygulanması.....	65
Resim 3.28. Veneer porseleni uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama sonrası görünümleri .....	66
Resim 3.29. Veneer seramik test örneklerinin oluşturulması .....	67
Resim 3.30. Veneer seramik test örneklerinin (IPS e.max Ceram) fırınlama sonrası görünümleri .....	67
Resim 3.31. Veneer seramik test örneklerinin (VM11) fırınlama sonrası görünümleri .....	67
Resim 3.32. Seramik test örneklerinin boyutlarının standardizasyonu için üretilen alüminyum kalıp (12x12x3 mm) .....	68
Resim 3.33. Polietilen kalıp ve torna cihazında hazırlanması .....	68
Resim 3.34. Cam üzerinde yapılan çizimler ve test örneklerinin cam üzerine sabitlenmesi .....	69

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.35. Akrilin kalıba yerleştirilmesi ve camın kalıp üzerinde sabitlenmesi.....	69
Resim 3.36. Akril polimerizasyonunda kullanılan ekstromat.....	70
Resim 3.37. Ekstromattan çıkan test örnekleri .....	70
Resim 3.38. Aşındırma / polisaj cihazı ve örnek yüzeylerinin zımparalanması.....	71
Resim 3.39. Ultrasonik temizleme cihazı ve test örnekleri .....	71
Resim 3.40. Yüzey işlemi uygulanmak üzere hazırlanan 8 ana gruptaki örnekler.....	72
Resim 3.41. Hidroflorik asit uygulanması .....	73
Resim 3.42. Ultradent Silan .....	73
Resim 3.43. Clearfil™ Universal Bond.....	74
Resim 3.44. LED ışık cihazı .....	74
Resim 3.45. 50 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumu .....	75
Resim 3.46. Kumlama cihazı .....	75
Resim 3.47. Örnek yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her örnek için sabitlenmesi .....	75
Resim 3.48. Er,Cr;YSGG lazer cihazı .....	76
Resim 3.49. Lazer parametreleri .....	76
Resim 3.50. Test örneklerinin yüzeylerinin lazer ile pürüzlendirilmesi.....	77
Resim 3.51. Clearfil ceramic primer.....	77
Resim 3.52. Termoplastik gece plağı üzerine açılan yuvaların örnek yüzeyi üzerinde kontrolü ve yuva ebatının kontrol edilmesi için kullanılan metal bir kontrol parçası .....	79
Resim 3.53. Clearfil majesty ES-2.....	79
Resim 3.54. Kompozit uygulanmış 1. yüzey işlemi (asit + silan + bond uygulaması) grubu örneklerinin görünüşleri .....	81
Resim 3.55. Etüv cihazı ve örneklerin etüv içerisindeki görünümü .....	82
Resim 3.56. Termosiklus cihazı.....	82
Resim 3.57. Universal test cihazı.....	83

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.58. Universal test cihazının ucunun konumlandırılması ve kırılma görüntüsü.....	83
Resim 3.59. Işık mikroskobu .....	84
Resim 3.60. Altın-palladyum kaplama ünitesi.....	85
Resim 3.61. SEM cihazı.....	85
Resim 4.1. Grup A ışık mikroskobu görüntüleri.....	99
Resim 4.2. Grup B ışık mikroskobu görüntüleri.....	100
Resim 4.3. Grup C ışık mikroskobu görüntüleri.....	100
Resim 4.4. Grup D ışık mikroskobu görüntüleri.....	100
Resim 4.5. Grup E ışık mikroskobu görüntüleri .....	100
Resim 4.6. Grup A polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	101
Resim 4.7. Grup A hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	101
Resim 4.8. Grup A kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	101
Resim 4.9. Grup A lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	101
Resim 4.10. Grup B polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	102
Resim 4.11. Grup B hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	102
Resim 4.12. Grup B kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	102
Resim 4.13. Grup B lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	102
Resim 4.14. Grup C polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	102
Resim 4.15. Grup C hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	103
Resim 4.16. Grup C kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	103
Resim 4.17. Grup C lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	103
Resim 4.18. Grup D polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	103
Resim 4.19. Grup D hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri.....	103
Resim 4.20. Grup D kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	104
Resim 4.21. Grup D lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	104

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 4.22. Grup E polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri.....	104
Resim 4.23. Grup E hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	104
Resim 4.24. Grup E kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri .....	104
Resim 4.25. Grup E lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri.....	105
Resim 4.26. Grup A için karma tip kırık SEM görüntüleri .....	105
Resim 4.27. Grup B için karma tip kırık SEM görüntüleri.....	105
Resim 4.28. Grup C için karma tip kırık SEM görüntüleri.....	105
Resim 4.29. Grup D için karma tip kırık SEM görüntüleri .....	105
Resim 4.30. Grup E için karma tip kırık SEM görüntüleri .....	106

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklamalar</b>
°C	Santigrat derece
°F	Fahrenhayt derece
µg	mikrogram
µm	mikrometre
A	Alan
Al	Alüminyum
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	alüminyum oksit
Ar/F	Argon/Florid
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	bor trioksit
BaO	baryum oksit
Ca	Kalsiyum
CaO	kalsiyum oksit
CeO <sub>2</sub>	seryum oksit
cm	santimetre
CO <sub>2</sub>	Karbon dioksit
dk	dakika
F	Flor
F	Kuvvet
Fe	Demir
GPa	Cigapaskal
gr	gram
He	Helyum
HfO <sub>2</sub>	Hafniyum oksit
K	Potasyum
K <sub>2</sub> Al <sub>2</sub> Si <sub>6</sub> O <sub>16</sub>	Potasyum feldspar
K <sub>2</sub> Mg <sub>5</sub> Si <sub>8</sub> O <sub>20</sub> F <sub>4</sub>	Tetrasilisik flormika
K <sub>2</sub> O	Potasyum oksit

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklamalar</b>
<b>Kg</b>	kilogram
<b>Kr/F</b>	Kripton/Florid
<b>La<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	lantan oksit
<b>Li<sub>2</sub>O</b>	lityum oksit
<b>mA</b>	miliamper
<b>mbar</b>	miliamper
<b>MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub></b>	magnezyum alüminat
<b>MgO</b>	magnezyum oksit
<b>Mm</b>	milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	milimetrekare
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b>mW</b>	miliwatt
<b>N</b>	Newton
<b>Na</b>	Sodyum
<b>Na<sub>2</sub>Al<sub>2</sub>Si<sub>6</sub>O<sub>16</sub></b>	sodyum feldspar
<b>Na<sub>2</sub>O</b>	sodyum oksit
<b>Ne</b>	Neon
<b>Nm</b>	nanometre
<b>O</b>	Oksijen
<b>P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b>	fosfor pentoksit
<b>Pa</b>	paskal
<b>rpm</b>	devir/dakika
<b>Si</b>	Silisyum
<b>Si-0-H</b>	silanol
<b>Si-0-Si</b>	siloksan
<b>SiO<sub>2</sub></b>	silisyum dioksit
<b>SiO<sub>4</sub></b>	silisyum tetraoksit
<b>sn</b>	saniye
<b>TiO<sub>2</sub></b>	titanyum dioksit
<b>W</b>	Watt
<b>Wm<sup>-1</sup> K<sup>-1</sup></b>	Termal genişleme katsayısı
<b>Xe/Cl</b>	Ksenon/Klorid

**Simgeler****Açıklamalar**

<b>Xe/F</b>	Ksenon/Florid
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	itriya
<b>ZnO</b>	Çinko oksit
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	zirkonyum oksit

**Kısaltmalar****Açıklamalar**

<b>10-MDP</b>	10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat
<b>3-MPTS</b>	3-metakriloksisipril-trimetoksisilan
<b>3Y-TZP</b>	%3 mol itriya ile stabilize zirkonya polkristalin
<b>AFM</b>	Atomik kuvvet mikroskobu
<b>bis-GMA</b>	bisfenol glisidil metakrilat
<b>CAD/CAM</b>	Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
<b>CEREC</b>	CEramicREConstruction
<b>Ce-TZP/A</b>	Serya ile stabilize zirkonya/alumina nanokompozitler
<b>Er,Cr:YSGG</b>	Erbium,Kromium:Yttrium-Scandium-Galium-Garnet
<b>Er:YAG</b>	Erbium:Yttrium-Alüminyum-Garnet
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration - Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Kurumu
<b>FRC</b>	Fiberle güçlendirilmiş kompozit
<b>HEMA</b>	2-hidroksietil metakrilat,
<b>HF</b>	Hidroflorik asit
<b>Ho:YAG</b>	Holmiyum: Yttrium-Alüminyum-Garnet
<b>KTP</b>	potasyum-titanil-fosfat
<b>LED</b>	light-emitting diode
<b>Mg-PSZ</b>	Magnezya ile yarı stabilize zirkonya
<b>Nd:YAG</b>	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
<b>PSZ</b>	yarı stabilize zirkonya
<b>SEM</b>	Taramalı elektron mikroskobu
<b>STL</b>	Standard triangle language
<b>TEA</b>	Transversely Excited Atmospheric Pressure
<b>TEGDMA</b>	trietilen glikol dimetakrilat

**Kısaltmalar****Açıklamalar****TZP**

tetragonal zirkonya polikristalin

**UDMA**

üretan dimetakrilat

## 1. GİRİŞ

Üstün estetik özellikleri, okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırık dayanımı, diş ve seramik yüzeyleri arasında bağlantı dayanımı ve CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/üretim) kullanılarak kolaylaştırılan üretim teknikleri tam seramik restorasyonlara olan ilgiyi arttırmaktadır [1]. Tam seramik restorasyonların birçok olumlu özelliklerine rağmen, veneer seramiklerinde kırık oluşumu, en önemli restorasyon kayıp sebeplerindendir [2]. Bu nedenle seramiklerin mekanik dayanım ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi araştırmacıların öncelikli ilgi alanlarından biridir. Güncel olarak zirkonya seramiklerin mekanik avantajları, cam seramiklerin ise estetik avantajları dikkat çekicidir. Bu iki materyalin pozitif materyal özelliklerinin birleştirilme gereksinimi, araştırmacıları yeni nesil cam seramiklerin geliştirilmesine yönlendirmiştir [3]. Günümüzde yeni nesil zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (Vita Suprinity) 2013 yılında geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür. Üreticiler yeni cam seramik materyalinin artmış zirkonya içeriği (%8-12) ve ince grenli homojen yapısı (0,5-0,7 $\mu$ m) ile geleneksel CAD/CAM lityum disilikat cam seramiklerden farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Cam seramiklerdeki ince grenli mikro yapı mekanik dayanımı artırıp translusensiyi sağlarken, zirkonya içeriğinin ise, oldukça iyi mekanik özellik sağladığı ileri sürülmektedir.

Günümüzde hastanın artan estetik beklentilerini karşılayacak cam seramik sistemler klinik kullanımda sıklıkla tercih edilmektedir. Dolayısıyla bu sistemlerin uzun süre kullanımı ve idamesi hasta ve hekim için önemlidir. Kırılgan ve pahalı olan bu sistemlerin yenilenmesi destek dokulara zarar verme ihtimaline, zaman ve para kaybına yol açmaktadır. Bu nedenle; seramik restorasyonların ağızdan uzaklaştırılmadan, ağız içi tamirlerinin yapılabilmesi klinik olarak büyük önem taşımaktadır [4].

Tüm bağlayıcı yöntemler için seramiklere uygulanacak yüzey işlemleri, tamir rezininin yüzeye bağlantısının ideal şekilde sağlanabilmesi açısından oldukça önemlidir [2]. Feldspatik ve lösit seramikler, lityum disilikat cam seramikler ve yüksek düzeyde alümina ve zirkonya içeren seramikler için gerekli olan yüzey şartlandırma işlemleri daha önceki çalışmalarda incelenmiş olmasına karşın [2, 4], yeni mikro yapıdaki zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikleri mevcut seramik sistemler ile kıyaslayan çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Yeni nesil zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin silika içeriği (%56-64) diğer cam seramik sistemlere benzerdir. Ancak

%8-12'lik zirkonya içerikleri nedeni ile seramik-rezin bağlantısı için gerekli yüzey işlemleri değişim gösterebilmektedir. Yeni mikro yapıdaki cam seramik sistemlerin silika içeriğinin; yapının asit uygulamasına karşı hassasiyetini arttıracığı, bağlanmayı kolaylaştırıcı etki sağlayacağı ve ilave zirkonya içeriğinin ise yapının pürüzlendirme işleminde değişime neden olabileceği düşünülmektedir. Her yeni materyal gibi bu materyalin de klinik uygulamaları sonucu oluşabilecek komplikasyonları değerlendirilmelidir. Bu çalışmanın klinik süreci desteklemesi ve seçilecek yüzey işlemi konusunda klinisyeni yönlendirmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmanın birinci hipotezi, kullanılan seramik tipinin bağlanma dayanımı üzerine etkisinin anlamlı olacağı yönündedir. İkincisi, uygulanan yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyeceği yönündedir. Üçüncü hipotezimiz, veneerleme işleminin bağlanma dayanımı üzerine etkisinin anlamlı olmayacağıdır. Son olarak ise, yaşlandırma işlemi sonrasında bağlanma değerlerinin azalacağı düşünülmektedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Seramik terimi, köken itibariyle Yunanca ‘topraktan yapılmış’ anlamına gelen keramos sözcüğünden gelmektedir ve Türkçe’ye Fransızca’dan “Seramik” şeklinde geçmiştir [5]. Seramikler; metalik ya da yarı metalik oksitler, fosfat, sülfat ya da diğer inorganik bileşenlerden oluşan inorganik, nonmetalik materyallerdir [6].

### 2.1. Dental Seramikler

Dental seramik; silikat cam, porselen, cam seramik ve yüksek kristalin katıları kapsayan bir terimdir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin büyük kısmı silika ve silisyum bazlıdır. Genellikle silika (silikon dioksit), silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ) ya da çeşitli silikatlar formundadırlar [6]. Seramiklerde en sık kullanılan silika formu kuartztır. Feldpar, kuartz ve kaolinin belirli oranlarda karışımı ve yüksek ısılarda fırınlanması ile oluşan seramiklerin bir çoğu bir kristal faz ve bir cam matriks fazı içermektedir. Silikat camlar, merkezlerinde yer alan ve görece olarak daha büyük olan dört adet oksijen anyonuna bağlanan iki değerlikli katyondan oluşan silika içerikleri açısından nonsilikat camlardan farklılık göstermektedir. Bu silikon yapı; polimerik tip ( $\text{SiO}_2$ )<sub>n</sub> zincirleri oluşturmak için diğer tetrahedral yapılara ( $\text{SiO}_4$ ) düzensiz şekilde bağlanmaktadır [6].

Son 50 yılda, metal-seramik restorasyonlar en sık kullanılan restorasyonlar olsa da, daha estetik restorasyonların arayışı hızlanmıştır. Bu durum estetik uyum ve mekanik performans özellikleri açısından başarılı olan tam seramik materyallerin geliştirilmesine yol açmış [7] ve tam seramik restorasyonların restoratif tedavide kullanımı popüler hale gelmiştir [8]. Günümüzde tam seramik restorasyonlar, metal-seramik sabit protezlere alternatif olarak anterior ve posterior alanda günlük kullanıma girmiştir [9].

### 2.2. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; kullanım alanları, kompozisyonları, üretim metotları, fırınlama ısıları, mikro yapıları, translusens özellikleri ve kırılma dayanımları gibi birçok başlık altında sınıflandırılabilirler [6, 7, 10].

2015 yılında yapılan güncel bir sınıflama seramikleri ve seramik benzeri restoratif materyalleri yapılarına göre 3 ana grupta sınıflandırmaktadır [10];

1) Cam-matriks seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
- Cam infiltre seramikler

2) Polikristalin seramikler

- Alümina seramikler
- Stabilize zirkonya seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

3) Rezin-matriks seramikler

Rezin matriks seramikler (örn. Vita Enamic, Lava ultimate) yeni üretilen bir materyal sınıfıdır. Kompozisyonlarının büyük bir kısmı rezin bir matriks içerisine gömülmüş cam ya da oksit seramikten oluşan bu materyaller, yapısal olarak seramik tanımlamasına uymamalarına karşın günümüzde rezin matriks seramikler ismi ile seramik sınıflamasına dahil edilmişlerdir [7, 10]. Bu sınıflama materyalin dayanım ve adeziv simantasyon gibi özellikleri açısından hekimin belirli bir materyali tercih etmesini kolaylaştırmaktadır [7].

### **2.3. Tam Seramik Sistemlerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması**

#### **2.3.1. Isıya dayanıklı daylar (refraktör day) üzerinde fırınlanan tam seramik sistemler**

Bu sistemde restorasyonlar, ısıya dayanıklı day'lar üzerinde hazırlanır. Sıklıkla laminate veneer, inley ve onley yapımında tercih edilen bir tekniktir. Teknikle ilgili en önemli dezavantajı restorasyonun refraktör daydan çıkmasını takiben ilave gereksiniminin oluşması durumunda yapılan ilave fırınlama işlemlerinin marjinal bölgelerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olmasıdır [11].

In-Ceram Alümina, 1989 yılında geliştirilmiş ve slip-casting tekniği ile üretilmiş olan ilk cam-infiltre materyaldir. Yoğun bir bulamaç haline getirilmiş  $Al_2O_3$  refraktör die üzerinde

sinterize edilir. Alümina partiküllerinden pöröz iskelet oluşumu sonrasında, pöröziteyi azaltmak ve dayanımı arttırmak için ikinci fırınlama ile lantan cam infiltrasyonu gerçekleştirilir. Opasitesi nedeniyle In-Ceram Alümina'nın, bir porselen veneer ile kaplanması zorunludur. Üreticiye göre kompozisyonu  $Al_2O_3$  (%82),  $La_2O_3$  (%12),  $SiO_2$  (%4.5),  $CaO$  (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7)'dir. In-Ceram Spinell, 1994 yılında geliştirilmiş ve benzer şekilde üretilmektedir. Sentetik olarak üretilmiş  $MgAl_2O_4$  pöröz kor üzerine cam infiltre edilmektedir. In-Ceram Zirconia, seramiğin güçlendirilmesi amacıyla slip kompozisyonuna yarı stabilize zirkonyum oksitin ilave edildiği bir In-Ceram Alümina modifikasyonudur. Üretici firmaya göre kompozisyonu,  $Al_2O_3$  (%62),  $ZnO$  (%20),  $La_2O_3$  (%12),  $SiO_2$  (%4,5),  $CaO$ , (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7)'dir [7].

### 2.3.2. Dökülebilir tam seramik sistemler

Dökülebilir cam seramikler, mum atımı tekniği ile üretilmektedirler. Cam yapı, mum modelasyon yardımı ile oluşturulan kalıp içerisine dökülmektedir. Isıl işlem, cam matriks içerisinde kristalda değişim sağlayarak seramikleşme olarak adlandırılan yapısal değişimi sağlamaktadır. Örnek olarak; Dicor, Cera Pearl verilebilir [6]. Dökülebilir cam seramikler, seramikleşme sırasında büzülme, laboratuvarında üretim gerektirmesi nedeni ile üretimin zaman alması, ürün homojenitesinin sağlanmasındaki zorluk, metal destekli porselen restorasyonlara göre marjinal uyumun daha zayıf olması gibi çeşitli dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar preslenebilir cam seramiklere geçiş sürecini hızlandırmıştır [11].

### 2.3.3. Sıkıştırılabilir (ısı ile preslenerek üretilen) tam seramik sistemleri

Mum atımı yapılarak ısı ile presleme tekniğinde, lityum disilikatın kristalizasyonu için iki aşamalı kristalizasyon uygulanmaktadır. İlk aşama, lityum disilikat kristalizasyonunu ve yüksek sıcaklık ve vakum altında seramikleştirilmiş cam seramik (ingot) oluşumunu içermektedir. İkinci aşama ise, laboratuvarında 920 °C' de 5-15 dk süre tutulan ingotun kayıp mum tekniği ile oluşturulan kalıp içerisine preslenmesidir. Örnek olarak; IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max Press sistemleri verilebilir [12].

IPS Empress, lösit kristalleriyle ( $KAlSi_2O_6$ ) güçlendirilmiş cam seramiklerdir ve ısı ile presleme sistemine dayanmaktadır. Bunların kimyasal yapısı  $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$ 'dan oluşturmaktadır. %63  $SiO_2$ , %17  $Al_2O_3$ , %11,2  $K_2O$ , %4,6  $Na_2O$ , %1,6 seryum oksit

(CeO<sub>2</sub>), %1'den az bor trioksit (B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO) ve titanyum dioksit (TiO<sub>2</sub>)' den oluşan feldspatik porselenlerdir [9]. Silikat cam matriks hacminin %35-45 kadarını 1-5 µm büyüklüğünde olan lösit kristalleri oluşturmaktadır [12]. Mikro yapı içinde bulunan lösit kristalleri gerilim kuvvetlerine karşı koymakta ve mikro çatlaklara direnç oluşturmaktadır. Lösit kristalleri materyal direncini iki farklı etki ile arttırmaktadır. İlk etki, lösit kristallerinin çatlak yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini önlemesidir. İkincisi ise, lösit ve cam matriksin termal genişleme katsayısındaki farklılığa bağlı olarak yapı içerisinde bulunan lösit kristallerinin genişleme katsayısının içinde bulunduğu cam matriksten daha fazla olması sayesinde, lösit kristallerinin yapı değişikliğine bağlı olarak materyal bünyesinde hafif kompresyon yaratmasıdır [13]. İnley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Fakat, mekanik dayanımın düşük olması nedeni ile üç ya da daha fazla üyeli köprü yapımında kullanılamamaktadır [14].

IPS Empress 2, ikinci jenerasyon ısı ile preslenebilen seramiklerdir ve ana kristal fazı olarak lityum disilikat materyali içermektedir. Yaklaşık olarak %70 lityum disilikat (%57-80 SiO<sub>2</sub>, %0-5 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %0,1-6 lantan oksit-La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %0-5 magnezyum oksit-MgO, %0-8 çinko oksit ZnO, %0-13 K<sub>2</sub>O, %11-19 lityum oksit-Li<sub>2</sub>O ve %0-11 fosfor pentoksit-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) içermektedir [9]. IPS Empress 2 preslenebilir cam seramikler hacimsel olarak % 70 oranında lityum disilikat kristali içeriği ile IPS Empress'lerin kırılma direncinden iki kat fazla kırılma direnci göstermektedirler. Bu seramikler, kor yapı üretiminde kullanılmaktadırlar. Üreticilerin bu materyal için kullanım endikasyonları, veneer, inley, onley ve kronlardan, posterior alanda ikinci premolara kadar anterior üç üyeli sabit parsiyel protezlere kadar çeşitlilik göstermektedir [15, 16]. IPS Empress 2 materyali için klinik veriler, tek kronlarda yüksek uzun dönem kullanım oranı, 3 üyeli sabit parsiyel protezlerde ise, belirgin düzeyde düşük uzun dönem kullanım oranı rapor etmektedir [17].

Lityum disilikat sistemlerin mekanik özelliklerin geliştirilmesi için zirkonyum oksit (ZrO<sub>2</sub>) ilave edilmiştir. (IPS e.max Press sistemi). Bunlar %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir [6]. IPS e.max (SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O-K<sub>2</sub>O-ZnO-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-ZrO<sub>2</sub>) anterior ya da premolar bölgede inley, onley, laminate veneer, kron ve üç üniteli sabit protezler için geliştirilmiştir [7]. Farklı konsantrasyonlarda florapatit kristali içermesi ile cam seramik restorasyonların ışık geçirgenlikleri ve translusensileri artmış ve doğal diş görünümüne daha yakın bir restorasyon elde edilebilmiştir. Preslenebilen (IPS e.max Press) ve

CAD/CAM cihazları ile frezelenen yarı kristalize seramik blok (IPS e.max CAD) formları mevcuttur. Empress 2 formu yalnızca altyapı materyali olarak kullanılabilirken, preslenebilen ve frezelenen formu IPS e.max hem alt yapı hem de monolitik formda kullanılabilir. Bu materyallerin translüsent ve yüksek dayanıma sahip materyaller oluşu, geniş kullanım alanı bulmalarına sebep olmuştur [6].

#### **2.3.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği**

Tüm endüstrilerde ve disiplinlerde meydana gelen dijital devrim ile birlikte, dijital teknolojinin dış hekimliğini de içine alması kaçınılmaz olmuştur. Dijital yöntemlere doğru, hızlı ve yenilikçi geçiş dış hekimliği endüstrisinde yeni bir dil oluşturmuştur. Konvansiyonel metodlarla kıyaslandıklarında, dijital iş akışı genellikle veri elde edilmesi ve değerlendirilmesinde etkin rol oynamıştır. Aynı zamanda, gelişmiş uyumun elde edilmesine yol açmış olup tedavi planlamasında üstün etkinlik, daha kontrollü ve hızlı üretim süreci sağlamıştır [18, 19].

#### **2.4. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)**

Bilgisayar destekli tasarım; bir tasarımın oluşturulması, modifikasyonu, analizi ya da optimize edilmesine yardımcı olmak için bilgisayar yazılımının kullanılmasıdır. Bilgisayar destekli tasarım yazılımı; üretim için bir veri tabanı ve üç boyutlu bir dosya ile birlikte tasarımcının yaratıcılığı, tasarımın kalitesi ve dökümanlar arası iletişim sağlamaktadır. CAD veri tabanı ya açık ya da kapalıdır. Kapalı veri tabanı için birçok endüstriyel dosya formatı kullanılırken, STL (standard triangle language) dosya formatı açık CAD veri tabanı için en sık kullanılan dildir. STL birçok veri tabanı paketleri tarafından desteklenmektedir ve hem ilave edilerek yapılan (prototipleme) hem de eksiltme ile yapılan üretim teknolojileri (frezeleme ve öğütme) için sıklıkla kullanılmaktadır. CAD süreci kolay ve aynı zamanda restorasyonun başarısı için oldukça önemli bir basamak olarak görülmektedir. CAD süreci tasarımcının; tasarımı oluşturması, morfolojiyi düzenlemesi, mekanik ve estetik özelliklerinin optimize edilmesi ve protetik altyapılar ve monolitik restorasyon için istenilen dizaynın hızlıca oluşturulmasını sağlamaktadır [18].

## **2.5. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)**

CAD süreci tamamlandığında, oluşturulan dosyalar CAM ünitesine transfer edilir. Restorasyonların tam otomatik olarak üretilebilmesi için bir yazılım ve işlem gerekmektedir. CAM süreci; 1) ilave edilerek yapılan üretim (örn: lazer sinterleme) ve 2) eksiltilek yapılan üretim (örn: frezeleme) olarak iki kategoriye ayrılmaktadır [20].

### **2.5.1. İlave edilerek yapılan üretim**

CAM ile tasarlanan üç boyutlu model verilerini istenilen restorasyona dönüştürmek için materyalin tabakalar halinde yığılması ile yapılan üretim tekniğidir. Lazer sinterleme bu üretim metoduna örnek olarak verilebilir [20]. Fakat, ilave edilerek yapılan üretimin yüksek dayanımlı seramikler için kullanımı halen gelişim aşamasındadır [18].

### **2.5.2. Eksiltilek yapılan üretim**

CAM ile tasarlanan üç boyutlu model verilerini istenilen restorasyona dönüştürmek için materyalin aşındırma yöntemi ile kazınması tekniğidir. Yeni versiyon masaüstü makineler beş farklı aksta (üç çizgisel ve iki rotasyon aks) frezeleme yapabilmektedir ve yüzey kalitesini arttırılmış yapıların üretimini ve karmaşık geometrilerin geliştirilmesini sağlayabilmektedir [18]. Genellikle eksiltme ile yapılan üretimde iki farklı teknik kullanılabilir. İlk teknik, genellikle sinterize olmayan ya da farklı ön-sinterize formlarda üretilen homojenöz seramik bloklardan altyapıların frezelenmesini içermektedir. Örneğin zirkonya seramik restorasyonlar için frezelenen altyapılar sinterleme sonrasında büzülme ile beklenen boyutlara ulaşmaktadır. İkinci teknik, altyapının sinterize prefabrike bloklardan direk final boyutlarında frezelenmesidir [21].

## **2.6. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Uygulamaları**

CAD/CAM teknolojileri, restoratif tedavilerde (inley, onley, kron, veneer, çok üniteli sabit bölümlü protezler) en sık kullanılan uygulamalar olmalarının yanı sıra, son zamanlarda, hareketli tam protezlerin üretiminde de kullanılmaktadır [22]. İlave olarak ortodontik okluzal splintlerde, implant ile ilişkili komponentlerin üretiminde, yumuşak doku ölçümü için ortodontik tedavi planlamasında [23] ve cerrahi pozisyonlandırıcı splint üretiminde [24] de faydalanılmaktadır. Ayrıca, CAD/CAM oral ve fasiyal protezlerin üretiminde de

rol oynamaktadır [25, 26]. Diş hekimliğinde CAD/CAM uygulama teknolojilerinin kullanım alanları hem laboratuvarlar hem de kliniklerde gün geçtikçe artmaktadır. Bu teknoloji ile ilgili ilk girişimler 1980'lerin ortalarında başlamıştır. Dr. Mörmann restorasyonların klinikte hasta başında restorasyonların aynı gün yapılması için yeni bir yaklaşım olan CEREC sistemini geliştirmiştir [27]. İlk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir [28]. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 [29], 2014 yılında CEREC SW 4.2.3 [30] piyasaya sürülmüştür.

CEREC 1 ünitesi inley ve onleylerin hasta başı üretimi için geliştirilmiştir. Bu nedenle CEREC restorasyonların uzun dönem klinik başarılarına ilişkin yayınların büyük kısmı inley ve onleyler üzerinedir. Güncel CEREC 3 sistemi ile inley, onley, posterior kron, anterior kron ve veneer üretilmektedir. Laboratuvarda üretilen çeşitli seramik restorasyonlar CEREC 3 sistemi ile hasta başında da üretilmektedir [29].

Diş hekimliği piyasasına sürüldüğünden beri CEREC sistemi, bir restorasyon frezelenirken diğer bir restorasyonun eş zamanlı olarak tasarlanmasına izin vermesi nedeniyle klinik verimlilikte belirgin bir gelişime yol açan üç boyutlu tasarım programı bilgisayar hızı ve hafızasını geliştirmiş ve ayrıca hasta başı sistemlerin klinik iş akışını da geliştirmiştir [31]. Örneğin, yeni CEREC Omnicam tozsuzdur ve doğal renkte, üç boyutlu devamlı görüntü sağlamaktadır [32].

CAD/CAM sistemler üç majör komponentten oluşmaktadır. İlk komponent geometrileri bilgisayar tarafından işlenebilen dijital bilgiye çeviren dijitalizasyon cihazı/tarayıcıdır. İkinci komponent üretimle ilgili bilgileri işleyen, üretim için tasarlanan ürün bilgilerini sağlayan veri tabanıdır. Üçüncü komponent ise, bilgileri spesifik ürünlere dönüştüren frezeleme cihazı/üretim teknolojisidir [28].

### **2.6.1. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri**

Mevcut gelişmiş CAD/CAM sistemler, üretim metotlarına göre üç gruba ayrılmaktadır [33]:

- Ofis sistemi: Hekim prepare dişi dijital olarak tarar, restorasyonu hasta başında oluşturur ve daha sonra tek randevuda restorasyonu teslim eder.

- In-Lab sistemi: Fiziksel olarak alınan ölçü laboratuvarda taranır ve restorasyonların üretimi için CAD/CAM kullanılır.
- Merkezi Üretim: Hekim hasta başında dijital ölçüyü tarar ve sonrasında verileri internet aracılığı ile laboratuvara yönlendirir.

Hasta başı frezeleme cihazları ile kullanılan güncel ‘Ofis sistemleri’; CEREC (Sirona Dental) ve E4D (D4D Teknolojileri)’dir. Görüntüleri laboratuvara transfer eden hasta başı dijital ölçü sistemleri iTero, CEREC ve Lava C.O.S. sistemleridir [34].

### **2.6.2. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin avantajları**

Ofis CAD/CAM sistemleri hekime tam kontrollü bir restoratif süreç ve hızlı üretim sağlamaktadır [33]. Ayrıca, laboratuvar maliyetini belirgin düzeyde düşürmektedir. Preperasyon ve marjin değerlendirmesi hemen gerçekleştirilmektedir. CEREC restorasyonlar, hasta başı sürenin azalması ve estetiğin gelişmesinin yanı sıra kabul edilebilir marjinal adaptasyona ve klinik dayanıklılığa sahiptirler. CAD/CAM teknolojileri, hekimin bir restorasyonun kontur ve okluzyonundan, bitimine ve yerleşimine kadar tüm temel özelliklerini kontrol ederek hasta başı bir restorasyon üretilebilmesine olanak sağlamaktadırlar [35].

CAD/CAM teknolojisi pratik bir şekilde geleneksel yöntemlerle üretilmeyen stabilize zirkonya dioksit gibi yüksek dayanımlı polikristalin seramiklerin araştırılması ve geliştirilmesi açısından da etkilidir [36].

### **2.6.3. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin dezavantajları**

CAD/CAM sistemlerin avantajlarına karşın, fiyatının yüksek olması, yatırım ve idame ücreti, diş hekiminin CAD/CAM konusunda eğitim alma gerekliliği, kullanıcı sayısının az olması, renk uyumu, kalite ve dayanıklılık konularında endişelerin varlığı sistemin dezavantajları arasındadır [33, 37]. Ayrıca, bazı uygulamaların yazılım ve ürün prosedürü nedeni ile kısıtlı olması ve ürünün düzenli olarak güncellenmesinin gerekli olması da dezavantajları arasında gösterilmektedir [33].

## 2.7. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Teknolojisinde Kullanılan Seramik Materyaller

Hasta başı CAD/CAM retorasyonlar için üretilmiş; öngörülebilirliğe ve dayanıklılığa sahip birçok materyal mevcuttur. Tüm bloklar, hasta başı CAD/CAM retorasyonlar için ya monokromatik ya da polikromatik formdadırlar. Bu materyaller, işlenebilmeye ve bitirmeye olanak sağlayan estetik ve yüksek dayanımlı seramikler, kompozit rezinler ve nanoseramiklerdir [35].

CAD/CAM seramik protezler, lityum disilikat cam seramik ya da itriyum ile stabilize zirkonyum oksit materyallerden monolitik (tek tabaka) yapıda üretilmektedir. İlave olarak, iki tabakalı (bilayer) üretim de mümkündür. İki tabakalı üretimde; frezelenen alt yapı üzerine, manuel olarak tabakalama, ısı ile presleme ya da CAD/CAM ile üretilen veneer tabakanın alt yapıya bağlanması (CAD-on teknik) şeklinde uygulanmaktadır [6].

CAD/CAM teknolojisinde kullanılan seramik materyaller şu başlıklar altında irdelenebilir [8]:

### 1) CAD/CAM cam seramikler

- a. CAD/CAM ile uyumlu feldspatik seramikler
- b. CAD/CAM ve mika bazlı seramikler
- c. CAD/CAM ve lösit ile güçlendirilmiş seramikler
- d. CAD/CAM ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler
- e. CAD/CAM ve cam infiltre alumina ve zirkonya seramikler

### 2) CAD/CAM ile uyumlu polikristalin alumina ve zirkonya

- a. Alümina bazlı polikristalin seramikler
- b. Stabilize zirkonya bazlı polikristalin seramikler
  - i. Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi
  - ii. Zirkonyanın düşük ısı degradasyonu (bozunması)
- c. İtriya ile yarı stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
- d. Magnezya ile yarı stabilize zirkonya
- e. Serya ile stabilize zirkonya/alumina nanokompozitler (Ce-TZP/A)

### 2.7.1. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu cam seramikler

#### Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, sodyum feldspar ( $\text{Na}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$ ) ve potasyum feldsparın ( $\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$ ) karşımı gibi doğal olarak ortaya çıkan materyallerden (feldspar) oluşmaktadır. 1960' lardan bu yana; feldspatik seramikler, metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılmalarına karşın düşük bükülme dayanımları nedeniyle tam seramik restorasyonlarda güçlü bir altyapı materyali olmaksızın kullanımları mümkün değildir [6, 10].

Feldspatik seramik materyaller, mükemmel estetik özelliklere sahiptirler [38]. Veneerlerin [39], inley/onleylerin [40], tek anterior [41] ve posterior kronların [8] üretiminde kullanılmaları söz konusudur. Fakat, dayanıklılığı kuvvet iletiminin fazla olduğu posterior bölgelerde kullanımı açısından yeterli olmamaktadır [8]. Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (örn: Vita VM11) ve nano-florapatit cam seramik (örn: IPS e.max Ceram) gibi veneer seramikler, konvansiyonel feldspatik seramiklere kıyasla olarak daha düşük termal ekspansiyon katsayısına sahiptir. Bu katsayı, lityum disilikat cam seramik kor yapılar ve bazı alümina ve zirkonya seramikler ile uyumludur. Konvansiyonel feldspatik seramik veneerler ise, daha yüksek termal ekspansiyon katsayıları nedeni ile lityum disilikat kor altyapıların tabakalanmasında kullanılamamaktadır [6].

İlk CAD/CAM ile üretilen inley, ince grenli feldspatik seramik (Vita™ Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen) kullanılarak 1985 yılında üretilmiştir [42]. Bu bloklar sert frezeleme ile uyumlu tam sinterize bloklardır [40].

Vita™ Mark II, CEREC sistemine özel olarak 1991 yılında tanıtılmıştır. Vita™ Mark II glazelendiği zaman gösterdiği yaklaşık 100-160 MPa'lık bükülme dayanımı [38] ile daha iyi mekanik özellikler göstermektedir [43]. Vita™ Mark II bloklar, konvansiyonel feldspatik seramiklere benzer materyallerden oluşmaktadırlar ve tek renklidirler (monokromatik). Fakat, birçok farklı rengi mevcuttur. Daha güncel olan Vitablok™ TriLuxe™, Triluxe™ Forte ve RealLife™ bloklar polikromatiktir (çoklu renk içerirler). Böylece renk ve translusensi çeşitliliği sunmaktadırlar. Cerec™ Bloklar (Sirona Dental Systems) yapısal olarak Vita™ Mark II ile benzerdir. Fakat, farklı renklendirme

sistemlerini kullanmaktadırlar. Ayrıca bu materyaller estetik olarak memnun edici olan polikromatik bloklardır [8].

#### Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu mika bazlı seramikler

Mika mineraller, fillosilikat olarak adlandırılan bir silikat mineralleri grubudur. Bu mineraller; Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al'un çeşitli karmaşık formüllerini içermektedir [44]. Dicor™ (Dentsply) hem laboratuvarında hem de frezeleme ile üretilebilen formda olan mika bazlı bir cam seramiktir [6]. Frezelenen cam seramik (Dicor™ MGC) endüstriyel olarak üretilmektedir. %45 kristalin içeren Dicor™ ile kıyaslandığında, Dicor™ MGC'nin %70'e varan kristal faz içeriği yaklaşık 229 MPa'lık artmış bükülme dayanımı açıklayabilmektedir [45]. Frezelenebilirliği cam matriks içine yüksek oranda kilitlemiş olan tetrasilisik flormika  $K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$  kristal varlığı ile mümkün olmaktadır. Dicor™ ve Dicor™ MGC üzerine birçok çalışma yapılmasına karşın, materyaller artık piyasada bulunmamaktadır [6].

#### Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu lösit ile güçlendirilmiş seramikler

ProCAD™ (Ivoclar) CEREC™ inLAB (Sirona Dental Systems) ile kullanılmak üzere 1998 yılında tanıtılmıştır [46]. Empress™ CAD (Ivoclar) ise, 2006 yılında ProCAD' e alternatif olarak tanıtılmıştır [47]. Bu yapılar, ısı ile preslenen seramik IPS Empress™ (Ivoclar) ile yapısal olarak benzer olan lösit ile güçlendirilmiş seramiklerdir [46]. Empress™ CAD'in ProCAD'den temel farklılığı, üretim işleminin optimize edilmesi yönündedir. Daha ince partikül boyutuna sahip (yaklaşık 1-5 µm ebatında) olup %45 oranında lösit içermektedirler. Bu durum, frezeleme hasarlarının önlenmesini sağlamaktadır [47]. Hasta başı tek üye restorasyonlar için geliştirilmiştir ve yaklaşık 160 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Klinik olarak tek diş restorasyonlar için önerilmektedirler. Yüksek translusensi (Empress™ CAD HT), düşük translusensi (Empress™ CAD LT) ve polikromatik (Empress™ CAD Multi) bloklar mevcuttur. Frezelenen restorasyon bir sonraki aşamada boyanabilir ve glazelenabilir. Bu kategorideki diğer bir örnek Paradigm™ C (3M ESPE)'dir [8].

### Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

Lityum disilikat cam seramikler, CAD/CAM sistemi için geliştirilmişlerdir. 2006 yılında lityum disilikat CAD/CAM bir seramik olan IPS™ e.max CAD tanıtılmıştır [35, 48]. İki aşamalı kristalizasyon süreci ile üretilmektedirler. Lityum metasilikat kristaller, ilk aşama sırasında çöker. Bu aşama sonucunda oluşan seramik yapı, hacimce %40 lityum metasilikat kristalleri içermekle birlikte, 0,2-1 µm'lik kristal boyutuna sahiptir. Bu aşama prekristalize form (mavi faz) olarak adlandırılmaktadır [49]. Prekristalize form 130-150 MPa aralığında bükülme dayanımına sahiptir. Daha kolay frezelemeye imkan vermektedir [35]. 850°C'de vakum altında kristalizasyon aşaması sonrasında metasilikat kristalleri tamamen çözünür ve lityum disilikat kristalleri oluşur. Bu sonuç, kristalizasyon aşaması sonrasında, kristal hacmi %70'e yükselmekte ve 1,5 µm kristal boyutuna sahip ince gren yapıları materyal oluşmaktadır. Ayrıca, mavi faz sonuç rengine dönüşmekle birlikte materyal dayanımı 360 MPa' a yükselmektedir [49].

IPS e.max CAD, üstün estetik özellikleri nedeni ile uygun boyama ile karakterizasyon sağlanarak monolitik olarak kullanılabilirler. Kor yapı olarak kullanımları da mümkündür. İki tabakalı olarak kullanımlarında uygun veneer materyali (örn: IPS e.max Ceram) ile kaplanmaları gerekir. Anterior, inley, onley ve veneerlerde, posterior tek kronlarda, anterior üç üyeli köprülerde (birinci premolara kadar), implant üstü kronlarda kullanımı önerilmektedir [38].

### Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler

Seramiklerin dayanım ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi, seramik araştırmacılarının öncelikli ilgi alanlarından biridir [3]. Cam seramik materyallerde, kimyasal içerik ve kristal faz oranındaki farklılıklar, materyalin direncini ve optik özelliklerini etkilemektedir [14]. Seramiklerin kimyasal içerikleri, gerilim stresleri sırasında kırık gelişimine karşı direnç sağlanması amacıyla kimyasal olarak stabil yapının oluşabilmesi açısından önem taşımaktadır. Seramikler, farklı materyallerin dağılık faz içerisine eklenmesi sağlanarak güçlendirilebilmektedir. Bu güçlendirme yöntemi, kırık oluşumunu önleyebilmekte ya da durdurabilmektedir. Sağlam küçük boyutlu kristallerin cam içerisinde homojen şekilde dağılımı ile seramik yapı sertleştirilebilmekte ve güçlendirilebilmektedir. Çünkü kırık ince

partiküller içerisine, cam içerisine olduğu kadar kolay penetre olamamaktadır. Birçok güncel seramik, cam matris içerisine dağıtılmış kristal faz içerikleri ile güçlendirilmiştir. Lösit, lityum silikat, alümina ve tetrasilisik flormika güçlendirme amacıyla cam faz içerisine dağıtılan kristal yapılardan bazılarıdır. Yüksek dayanımlı seramikler, kırılma dirençlerini kristal yapılarına borçludurlar. Kristal yapının dayanıklılık açısından sağladığı kazanç; kristal tipine, boyutuna, hacmine ve partiküller arası boşluğa bağlıdır [6].

Vita Zahnfabrik tarafından 2013 yılında piyasaya sürülen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity) CAD/CAM bloklar, cam seramik materyallerin yeni bir jenerasyonudur. Bu yeni jenerasyon cam seramik materyaller, zirkonya ( $Zr_2O$ ) ve cam seramiklerin pozitif materyal karakteristiklerini birleştirmektedir. Yeni üretim metotları ile cam seramik yapı ağırlıkça yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiştir. Zirkonya içeriği lityum disilikat cam seramiklerden yaklaşık 10 kat daha fazladır. Sonuç olarak, piyasadaki ilk zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik 2013 yılında geliştirilmiştir. Üretici firma materyalin geniş bir kullanım alanına sahip olduğunu ileri sürmektedir. Materyal, anterior ve posterior kronlar, implant üstyapıları, veneerler, inley ve onleyler gibi geniş kullanım alanı içermektedir. Üretici firma bu yeni jenerasyon materyalin ince grenli ve homojen yapısının, kolay frezlenme ve polisajlanma ve yüksek mekanik özellikler kazandırdığını vurgulamaktadır. Ayrıca, ince grenli yapının (kristal boyutu yaklaşık 0,5  $\mu m$ ) materyale üstün estetik özellikler kazandırdığı belirtilmektedir. Zirkonyanın cam faz içerisinde çok iyi biçimde dağıtılması nedeniyle, zirkonya kristallerinin kristalizasyonu elimine edilmiştir. Bu durum zirkonyanın opak etki oluşturmasını önlemektedir. Üreticiler, yeni cam seramik materyalin zirkonya içeriği ve ince grenli homojen yapısı (0,5-0,7  $\mu m$ ) ile geleneksel CAD/CAM lityum disilikat seramiklerden farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Cam seramiklerdeki ince grenli mikro yapı mekanik dayanımı artırıp translusensiyi sağlarken, zirkonya içeriğinin (%8-12) ise, oldukça iyi mekanik özellik sağladığı bildirilmektedir. Materyal monolitik ya da çift tabaka olarak kullanılabilir. Yeni geliştirilen ürünlerin kendilerine özgü termal genişleme katsayıları nedeniyle, bu özellikleri ile uyumlu veneerleme materyali geliştirilmesi gerekmektedir. Alt yapı seramiği ve veneer materyalinin uyumu iyi bağlanma ve veneer seramiğinin klinik olarak sağlamlığını sağlamaktadır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity), CAD/CAM bloklar ile üretilen restorasyonların doğal renk efektlerinin sağlanması amacıyla ince yapıli feldspatik seramik olan Vita VM11 veneerleme materyali geliştirilmiştir [50].

## Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu cam infiltre alümina ve zirkonya seramikler

Seramiklerin Vita™ InCeram Classic grubu (InCeram™ Alumina, Spinell ve Zirconia, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen) slip cast tekniği ile üretilen cam infiltre seramiklerdir. Bu seramikler materyal içerisinde iç içe geçen en az iki faz içermektedir. Materyaller, 1993 yılından bu yana CAD/CAM ile de üretilmektedir. Bloklar, seramik tozunun bir kalıp içerisine kuru preslenmesi ve açık gözenekli mikroyapı sağlanana kadar sıkıştırılması ile üretilmektedir. Makro pöröz sayısı daha azdır ve slip cast tekniği ile kıyaslandığında daha homojendir [51]. InCeram™ Spinell en translusent gruptur ve 350 MPa'lık yüksek dayanıma sahiptir. Anterior kronlar için kullanılmaktadır. InCeram™ Alumina orta derecede translusenttir ve 450-600 MPa'lık yüksek dayanıma sahiptir. Anterior ve posterior tek kronlar ve anterior köprüler için kullanılmaktadır. InCeram™ Zirconia ise, düşük translusensiye sahiptir ve 700 MPa'lık yüksek dayanım göstermektedir. Altyapı frezelenen sonra, veneer porseleni karakterizasyon için uygulanır. Anterior ve posterior tek kronlar ve üç üyeli anterior ve posterior köprüler için kullanılabilir [38]. Ancak, InCeram™ Zirconia'nın metale yakın opasitesi estetik alanda dezavataj oluşturmaktadır [52]. CAD/CAM InCeram™ Zirconia, alümina ile güçlendirilmiş cam infiltre zirkonya grubuna bir örnektir ve bu grup materyallerde en yüksek dayanıma sahip materyeldir [53]. CAD/CAM InCeram™ Zirconia'nın bükülme dayanımı, sabit parsiyel protez alt yapılarında kullanım için uygun bulunmuştur [51].

### **2.7.2. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile uyumlu polikristalin alümina ve zirkonya seramikler**

Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramiklerin yoğun kristal örgüsü üstün mekanik özellikler sağlamak ve kırık oluşumunu azaltmaktadır. Aynı zamanda dayanımdaki artış, CAD/CAM sistemleri olmaksızın iyi uyuma sahip protezlerin pratik olarak üretilmeyeceğini göstermektedir. Polikristalin seramikler, doğaları gereği göreceli olarak opak yapıdadırlar. Bu nedenle, kron ve köprü kopingi olarak kullanımları ve estetik sonuç elde edilebilmesi amacı ile alt yapı frezelemesi sonrasında veneer seramiğinin tabakalama tekniği ile kullanımı önerilmektedir [36].

### Alümina bazlı polikristalin seramikler

Procera™ AllCeram (Nobel Biocare), 1993 yılında tanıtılan ilk tam yoğunlukta polikristalin seramiklerdir [47]. Kor materyali %99,9 alümina içermektedir ve yaklaşık 600 MPa'lık bükülme dayanımına sahiptir [47]. Kopingin dış kontürü programlanan kalınlık ve boyutta millenir ve sonrasında termal ekspansiyon katsayısı uyumlu olan estetik porselen ile veneerlenir. Polikristalin seramikler; göreceli olarak opak olmalarına karşın, tam seramik materyaller klinik kalınlıkları ile ilişkili kıyaslandıklarında, Procera™ AllCeram'ın translusensisinin Empress™ and Empress™ 2 translusensisinin arasında olduğu rapor edilmiştir [52]. Procera™ AllCeram sabit protezlerin üretiminde kullanılmaktadır. Ayrıca, CAD/CAM alümina bazlı polikristalin seramikler, implant üstü restorasyonlarda dayanaklar üzerinde metal içermeyen üstyapı olarak da kullanılabilir [54]. Benzer bir CAD/CAM seramiği olan Vita™ InCeram AL bloklar (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen) 2005 yılında tanıtılmıştır. Fakat, bu materyal InCeram™ Classic Alumina'dan yapısal olarak cam içermemesi, polikristalin yapıda olması ve farklı üretim tekniği ile ayırt edilebilmelidir. Seramiklerin yüksek kristal içeriği ve düşük porözitelerinin materyalin üstün mekanik özellikleri ile ilişkili olduğu düşünülmektedir [55].

### Stabilize zirkonya bazlı polikristalin seramikler

Zirkonya alaşım oluşturmamış durumda iken polimorfik bir seramik materyaldir ve üç adet kristalografik forma sahiptir: oda ısısı ile 1170 °C arasında - monoklinik, 1170 °C ile 2370°C arasında – tetragonal ve 2370°C ile erime noktası arasında kübik [6, 43, 56]. Serya (CeO<sub>2</sub>), magnezya (MgO) ya da itriya (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) gibi stabilizasyon oksitlerinin ilavesi ile yarı stabilize zirkonya (PSZ) olarak bilinen çok fazlı bir materyal oluşturulmaktadır [6]. Bu materyal, oda ısısında majör faz olarak kübik kristaller ve minör faz olarak ise, monoklinik ve tetragonal kristallerden oluşmaktadır [57]. Yalnızca tetragonal kristal içeren tek fazlı materyalden de oluşabilmektedir ve bu materyal tetragonal zirkonya polikristalin (TZP) olarak isimlendirilmektedir [8].

### *Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi*

Tetragonal faz metastabildir ve seramik yüzeyindeki kırık gibi mekanik stimülüse cevap olarak monoklinik faza dönüşebilmektedir [57]. Stres, dönüşümü tetikleyen kırık başlangıç alanının tepesinde oluşmaktadır. Kırık alanındaki bu tetragonal-monoklinik dönüşümü, monoklinik fazdaki kristallerin boyutça büyük olmaları nedeni ile hacimsel olarak yaklaşık %4'lük artışla sonuçlanmaktadır. Bu hacimsel artış, kırık alanında baskı stresi oluşturur. Böylece transformasyon sırasında enerji dağılımı sağlanır [58]. Bu mekanizma, transformasyon sertleşmesi olarak isimlendirilmektedir. Mekanik özelliklerde artış sağlamak ve kırık ilerlemesini önlemektedir [57]. Zirkonya yüksek kırık dayanımına (9-10 MPa m<sup>-1</sup>) ve alüminanın yaklaşık iki katı olan bükülme dayanımına (900-1200 MPa) sahiptir [58]. Fakat, kırık ilerlemesi tamamen önlenememektedir ve yüksek stres altında materyallerde kırık görülme olasılığı bulunmaktadır [8].

### *Zirkonyanın düşük ısı bozulması*

Ortopedide kalça protezlerinde üretimi için zirkonyanın kullanılması 1980'li yıllarda tanıtılmıştır [58]. 2001 yılında yapılan bir çalışmada pürüzlü 400 femur başında beklenmeyen şekilde, kısa dönem takipte kayıp görülmüştür ve kayıp, zirkonya ürünündeki spesifik parçaların hızlanmış yaşlanması ile ilişkilidir [59]. Yaşlanma süreci, metastabil tetragonal fazın daha ziyade düşük ısıda, su varlığında monoklinik faza kademeli spontanöz transformasyonunun sonucudur. Bu yaşlanma süreci düşük ısı bozulması olarak bilinmektedir. Bu durum zirkonya yüzeyindeki izole edilmiş grenlerde başlayan ve hacimsel artışa sebep olan yavaş bir transformasyondur. Bu durum, komşu grenlerde stres oluşturmakta ve mikro kırık su penetrasyonuna izin vermektedir. Böylece süreç ilerlemektedir [55,58]. Sonuç olarak, dayanımda belirgin bir azalma oluşmaktadır. Dayanımdaki bu düşüş farklı zirkonya seramiklerde farklılık göstermektedir ve bu farklılık stabilizatör konsantrasyonu ve dağılımı, gren boyutu [57] ve rezidüel stres varlığı ile ilişkilidir [60]. 20 yıl kadar önce femur başlarının bozulması ile ilgili bazı endişeler oluşmasına karşın diş hekimliğinde, düşük ısı bozulması ile zirkonyanın klinik kaybı arasında direkt bir korelasyon kurulamamıştır [59].

### *İttriya ile yarı stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)*

Tam seramik restorasyonlara olan ilgi 1990'ların başında alt yapı materyali olarak zirkonyanın tanıtılması ile ciddi oranda artmıştır. Cam seramik ya da cam infiltre alüminaları kullanan sabit protezlerin aksine, zirkonya seramik yapılar oldukça yüksek kuvvetlere direnç gösterebilmektedir. Zirkonyanın geleneksel teknikler ile üretilmemesi nedeni ile, son yıllarda gelişen CAD/CAM işlemi zirkonyayı, metal seramik ve tam seramik sistemlere alternatif hale getirmiştir. Altyapıların dijital dizaynı ve prefabrikte zirkonya blokların frezelenmesini içeren bu bilgisayar destekli altyapı üretim tekniğinde başlangıçta birçok zorlukla karşılaşmıştır ve tanıtılmalarından bu yana gelişim göstermiştir ve göstermeye devam etmektedir [9].

'Biyomedikal grade zirkonya' (3Y-TZP) %3 mol itriya içermektedir ve 1990' lardan bu yana diş hekimliğinde, ortodontik braketler [61], endodontik postlar [62], kronlar [63], sabit protezler [64], implantlar [65] ve implant dayanakları [66] olarak kullanılmaktadırlar. Doğal zirkonya, mat beyaz ve radyoopaktır. Altyapı materyali olarak metal alaşımlara göre çeşitli avantajlara sahiptir [67]. Bununla birlikte, translusensi kristal içeriğindeki artış ile azalmaktadır ve zirkonyanın opasitesi metaller ile kıyaslanabilir düzeydedir [52]. Bu bağlamda, zirkonya, renklenmiş diş ya da metal postlar ve korlar gibi metal altyapıların maskelenmesinde kullanışlıdır [68]. Fakat, estetik alandaki kullanımları alt yapı üretimi ile sınırlıdır. Günümüzde klinik olarak daha kabul edilebilir renk uyumuna sahip olan renklendirilmiş zirkonya altyapılar bulunmaktadır [69]. Bazı çalışmalar, zirkonya destekli sabit parsiyel protezlerin muhtemelen fizyolojik okluzal kuvvetlere direnebileceğini göstermesine karşın [70], brüksizm ve yetersiz altyapı kalınlığı nedeniyle aşırı okluzal yüklenme, zirkonyada oluşan katastrofik kırıkların en önemli sebepleri olarak gösterilmektedir. Bu kırıklar, en sık sabit parsiyel protezlerin konnektör alanlarında oluşmaktadır. Bununla birlikte, en sık görülen kayıp sebebi veneer sistemi ile ilişkili olmaksızın veneer seramiği bünyesinde oluşan koheziv kırıklardır [71].

Günümüzde 3Y-TZP restorasyonların üretimi için kullanılan CAD/CAM sistemlerinden, DCS-President<sup>TM</sup>, DC Zirkon<sup>TM</sup> alt yapılar tam sinterize zirkonya bloklardan üretilirken, LAVA<sup>TM</sup>, Cercon<sup>TM</sup>, e.max<sup>TM</sup> ZirCAD, Procera<sup>TM</sup> Zirconia ve Vita<sup>TM</sup> YZ bloklar yarı sinterize bloklardan üretilmektedir [6, 8].

### Magnezya ile yarı stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Mg-PSZ olarak kısaltılan kübik bir matriks içerisinde tetragonal kristallerden oluşan iki fazlı seramik materyalidir. Bu materyal, rezidüel porözitesi nedeniyle yüksek aşınma oranına sahiptir [57]. Materyal magnezya ile stabilize edilmiştir. Fakat, Mg-PSZ öncüllerinin saf olarak elde edilmesindeki zorluk materyalin nemli ortamda tetragonal fazdaki stabilitesini azalma ve 3Y-TZP ile kıyaslandığında veneerleme sonrasında düşük mekanik özellikler ile sonuçlanmaktadır [56,71]. Materyalin geniş kullanım alanı bulunmamaktadır ve sert frezeleme için Denzir-M™ (Dentronic) örnek olarak verilebilir.

### Serya ile stabilize zirkonya/alumina nanokompozitler (Ce-TZP/A)

Serya ile stabilize zirkonya/alumina nanokompozitler materyal düşük ısı bozunmasına dirençlidir, ancak düşük bükülme direncine sahiptir [73]. Nano ölçekli alüminanın matriks içerisindeki homojenöz dağılımı kırılma dayanımını etkilemeksizin bükülme dayanımını arttırmaktadır [74] ve prospektif vaka serilerinin ilk sonuçları Ce-TZP/A (Nanozir, Hint-Els, Griesheim)' ın posterior sabit protezler için güvenilir bir altyapı materyali olduğunu göstermektedir [75].

## **2.8. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim ile Oluşturulan Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar**

Sık karşılaşılan komplikasyonlar; çatlak, porselenin ufak parça halinde kopması (chipping) ve veneer porselen materyalinin kırılmasıdır. Bu komplikasyonlar, posterior alanda daha yüksek oranda görülmektedir [76]. İlave olarak, sabit parsiyel protezlerde tek kron restorasyonlara kıyasla daha yüksek oranda kor alt yapı kırığı görülmektedir [77].

CAD/CAM restorasyonlarda kırık tipleri kor kırığı ve veneer porseleninde ufak parça halinde kopma şeklinde görülmektedir. Düşük kayıp ve restorasyon kırık oranları CAD/CAM sistemi ile üretilmiş restorasyonların klinik dayanıklılığını göstermektedir. Diğer seramik sistemler ile benzer şekilde, seramik kırığı ve diş kırığı primer restorasyon kayıp sebepleridir. CAD/CAM restorasyonlarda görülen komplikasyonlar; mekanik, biyolojik ve estetik olarak sınıflandırılabilirle beraber oluşabilecek komplikasyonları her zaman bu başlıklar altında sınıflamak da mümkün olmayabilmektedir [78].

## 2.9. Restorasyon Kırık Sebepleri

Genel olarak klinikte, porselen veneerin koheziv kırığı (chipping) ile karşılaşılmaktadır [79]. Daha önceki porselen veneer fırınlama protokolleri ile üretilen zirkonya molar kronlar metal seramik kronlara kıyasla belirgin derecede daha düşük uzun dönem kullanım oranı göstermişlerdir [7]. Bu nedenle, karakteristik dayanım hedefleri metal-seramiklerde elde edilen değerlere yükseltilmiştir ve bu değerlerin yüksek dayanımlı seramiklerde elde edilmesi hedeflenmiştir.

Porselen veneerin koheziv kırığı riskini etkileyen diğer bir faktör, veneer seramik üzerine gelen okluzal ya da fonksiyonel kuvvetin tipi ve yönü olabilmektedir. Okluzyon ve fonksiyonun, porselen veneerin koheziv kırık riskini arttıracılabilecek veneer seramiğinde aşınmaya neden olabileceği klinik çalışmalarda gösterilmiştir [80]. Zirkonya veneer seramiklerin koheziv kırığı ciddi bir klinik problem olmaya devam etmektedir.

Restorasyon kaybına; klinik komplikasyonlar, laboratuvar komplikasyonları ve travma gibi birçok faktör etki etmektedir. Travma [4, 81], okluzal uyumsuzluk [4, 81], parafonksiyonel alışkanlıklar [4, 82], alt yapının bükülme yorgunluğu [83], adeziv bağlantı kaybı [4], uygun olmayan diş preparasyonu [81, 83], porselen bünyesindeki porözite [82] ve üretim sırasında oluşan rezidüel stres [84] başlıca restorasyon kırık sebepleridir. Öne çıkan sebepler ise; termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğu, termal iletkenlik, faz geçişi, altyapı tasarımı ve veneerleme yöntemidir [85].

### 2.9.1. Termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğu

Kor ve veneer materyalinin termal ekspansiyon katsayısı arasındaki farklılık nedeniyle oluşan termal rezidüel stres, klinik olarak önem taşımaktadır [86]. İki materyalin termal ekspansiyon katsayılarındaki uyumsuzluğun kırık oluşumu ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir [79, 87]. Araştırmacılar termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle oluşan rezidüel gerilim stresinin hem veneer hem de kor materyalinin olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir [88]. Kor ve veneer arasındaki termal uyumsuzluk, metal seramik sistemlerde kırıklarda artışa neden olmaktadır [89]. Özellikle zirkonya altyapılı restorasyonlarda, fonksiyon sırasında görülen kırılmaların zirkonya ve veneer materyali arasında oluşan gerilim stresine bağlı olabileceği bildirilmiştir [90]. Zirkonya kordan daha

düşük termal ekspansiyon gösteren veneer porseleni ile zirkonya kor arasından oluşan uyumsuzluk, porselen yüzeyinde baskı stresi oluşumuna neden olabilmektedir. Bu baskı stresinin kırılma materyallerin başarısızlığına yol açtığı bilinmektedir [86].

### **2.9.2. Termal iletkenlik**

Zirkonya esaslı restorasyonlardaki üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı sıklığının yüksek oluşuna ilişkin önem taşıyan diğer bir konu zirkonyanın düşük termal iletkenliğidir. Soğutma sırasında soğuk dış yüzey ile kopinge komşu ılık iç yüzey arasında ısı değişimi nedeniyle veneerleme porseleninde rezidüel stres oluşmaktadır [91]. Bu durum veneer materyalinin bünyesinde gerilim stresi ve kırık oluşumunu hızlandırmaktadır [87,102,103]. Kırık görülme sıklığının özellikle porselen veneer kalınlığının artırılması ve hızlı soğutma oranı ile ilişkili olduğu öne sürülmektedir [94].

### **2.9.3. Faz geçişi**

Zirkonyum oksit kristallerinin stabilizasyon oksitlerinin ( $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Y}_2\text{O}_3$  ya da  $\text{CeO}_2$ ) çözünmesi zirkonyum oksit kristallerinin tetragonal konfigürasyonunda lokal değişikliklere sebep olabilmektedir. Sonuç olarak; kristaller tetragonal fazdan daha stabil olan monoklinik faza geçiş gösterirler [95]. Bu durum hacimce %4-4,5'lük artış ile ilişkilidir [96]. Stresle indüklenen bu faz transformasyonunun stabilizasyon ajanları ile kontrol edilebilmesi, kırık ilerlemesini önlemek için bir sertleştirici mekanizma olarak görev yapmaktadır. Bu özellik zirkonyanın yüksek bükülme dayanımını ve sertliğini sağlamaktadır [106,107]. Ancak; yüzey özelliklerinin değişimi gerilim streslerinin orjini olabilmekte ve porselen zirkonya arayüzünde oluşan faz transformasyonu veneer porseleninin tabanında gerilim stresleri oluşturabilmektedir. Bu durum kırık için başlangıç alanı oluşturmaktadır. Fakat; çalışma sonuçları zirkonyanın porselen ile veneerlenmesi ile oluşan gerilim streslerinin, arayüzde genel faz değişimine neden olmak için oldukça düşük olduğunu göstermektedir [84].

### **2.9.4. Altyapı tasarımı**

Üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığını etkileyen diğer bir faktör altyapı tasarımı ve altyapı kalınlığının veneer porselen kalınlığına oranıdır. Standart koping

kalınlığı (0,5 mm), kişisel anatomik kron ya da sabit protez boyutları ile ilişkili değildir. Bu durum veneer porselen kalınlığında geniş varyasyona ve kor kalınlığının veneer porselen kalınlığına oranındaki değişimlere sebep olmaktadır [85]. Wakabayashi ve Anusavice [98], bu varyasyonun veneerlenmiş oksit seramik yapıların dayanımları ve kırık oluşum başlangıçlarında etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar anatomik tasarıma sahip altyapıların üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığını azaltmada daha başarılı olduğunu göstermişlerdir [99, 100]. Altyapı tasarımı yeterli kalınlıkta olmalı ve veneer porselenine yeterli desteği sağlamalıdır. Birçok araştırmacı veneer porselen kalınlığının her yerde tutarlı kalınlıkta olmasının materyal bünyesindeki rezidüel stresin daha iyi yayılması ile sonuçlanacağını rapor etmişlerdir [93, 101, 102].

### **2.9.5. Veneerleme yöntemi**

Zirkonyum altyapılar üzerine veneer porseleninin uygulanması için ideal metodun belirlenmesine ilişkin araştırmalar süregelmektedir [93, 103]. Stapper ve diğerlerinin [103], alüminyum oksit seramik yapılar üzerine manuel olarak ve presleme yöntemi ile veneer porseleninin yığılması işlemlerini, kırık modu ve mekanik dayanım açısından kıyasladıkları çalışmalarında, gruplar arasında kırık modu açısından anlamlı farklılık görülmemiştir. Ancak, manuel olarak veneerleme yönteminin kullanıldığı grup, presleme yönteminin kullanıldığı gruba oranla daha yüksek mekanik dayanım göstermiştir. Benzer şekilde, Baldassari ve diğerleri [93] zirkonyum oksit altyapının presleme yöntemi ile veneerlenmesinin, manuel veneerleme yöntemine göre kopma şeklinde porselen kırığına daha yatkın restorasyonların oluşumuna sebep olacağını bildirmişlerdir. Beuer ve diğerleri [104] ise, veneerleme tekniği olarak, presleme, manuel veneerleme ve CAD/CAM ile veneer yapının ayrıca üretilerek zirkonya altyapı üzerine adapte edildiği sinterleme tekniğini kırılma dayanımı açısından kıyaslamışlardır. Diğer çalışmaların aksine; presleme ve manuel veneerleme yöntemi arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak sinterleme tekniğinin mekanik stabilitede ciddi düzeyde artışa sebep olduğunu rapor etmişlerdir.

### **2.10. Rezin Bazlı Materyallerin Seramiklere Bağlantısı**

Bağlantı, temas eden iki yüzey arasında, iki farklı materyalin molekülleri ya da atomları arasında gerçekleşen arayüz kuvveti ile oluşan moleküler ya da atomik etkileşimdir.

Aderent, bir materyal ile başka bir materyale bağlanan alt tabaka materyalini tanımlamaktadır. Adeziv ise, aderentin başka bir materyale bağlanmasını sağlayan materyaldir. Adeziv bağlanma, bağlanma sürecinde katılaştan adeziv ajan ile iki materyalin birleşmesi işlemidir [105]. Bağlanma, mekanik bağlantı, kimyasal bağlantı ya da bu iki mekanizmanın kombinasyonu ile oluşabilmektedir [106]. Kovalent bağlantılar, hidrojen bağlantıları ya da van der waals etkileşimleri ile oluşan polar bağlantılar kimyasal bağlanma oluştururken, yapısal kilitlenmeler ise mekanik bağlantıyı oluşturmaktadır. Mikromekanik bağlanma, bir bağlayıcının pürüzlendirilmiş bir aderent yüzeye mekanik olarak kilitlenmesidir. Bağlanma sistemleri, üç ana fonksiyonu yerine getirmektedir. Bunlar, aderent yapıya restoratif materyalden ayrılmasına karşı direnç kazandırmak, stresi bağlantı ara yüzü boyunca dağıtmak ve bağlanma arayüzünde mikro sızıntıyı önlemektir. 1940'ların başında Oskar Hagger ilk bağlanma ajanını geliştirmiştir. Fakat bu self-adhesive, doldurucu içermeyen rezin bazlı materyalin yüksek polimerizasyon büzülmesi ve termal ekspansiyonu klinik dayanıklılığını kısıtlamıştır. Kısa süre sonra Michael Buonocore halen günümüzde de kullanımda olan daha güçlü fosforik asiti keşfetmiş ve bağlanma kavramının günümüzdeki temellerini atmıştır [105].

Rezin bazlı kompozit simanlar tam seramik kron ve köprülerin retansiyonlarını, kırılma dirençlerini ve uzun dönem kullanım oranlarını arttırmaktadır. Bununla birlikte rezin bazlı materyallerin protetik seramiklere bağlanabilmesi nedeni ile kırılmış seramik yüzeyinin tamirinde bağlayıcılar ve rezin kompozitler büyük önem taşımaktadır [6].

Çalışmalar genellikle, porselen tamir sistemleri ile restorasyonlar arasında makaslama bağlantı dayanımlarını (shear bond strength) içermektedir [107–109]. Porselen tamir sistemleri ile tam seramik restorasyonlar arasında oluşan makaslama bağlantı dayanım değerlerine ilişkin kanıta dayalı veriler sınırlıdır. Kırık restorasyonun tamiri yerine restorasyonun yenilenmesi daha çok tercih edilmektedir. Ancak elde edilen bağlanma değerleri yeni bir seramik restorasyon yapımı yerine alternatif bir tedavi olabileceğini ortaya koymuştur [110, 111]. Çevre dokulara zarar verme ihtimali, maliyet ve zaman kaybı gibi sebepler hekimi restorasyonun tamir edilebilirliği ve tamir işleminin dayanımı üzerine sorularla karşı karşıya getirmiştir [112].

Cam bazlı seramikler yaklaşık 2 MPa kırılma dayanımı, 180 MPa bükülme dayanımı göstermektedir. Alümina ya da zirkonya ile güçlendirilmiş yüksek dayanımlı seramikler ise

6 MPa kırılma dayanımı, 700 MPa bükülme dayanımı göstermektedirler. Bu nedenle cam bazlı seramikler kırılmaya karşı dirençsizdirler [113].

Heintze ve Rousson [114] porselen bünyesinde koheziv kırık görülen restorasyonların sınıflandırılması ve tedavi alternatiflerini içeren çalışmalarında; porselen bünyesinde koheziv kırığı üç kategoriye ayırmışlardır. Bunlar; 1) polisajlanarak tedavi edilen küçük boyutlu porselen bünyesinde koheziv kırık, 2) rezin kompozit ile tamir edilen orta boyutlu porselen bünyesinde koheziv kırık ve 3) restorasyonun yenilenmesini gerektiren büyük boyutlu porselen bünyesinde koheziv kırıklardır.

Kırık oluşumu sonrasında restorasyonlar, ağız içi ya da ağız dışı olarak tamir edilebilmektedir [112]. Bu restorasyonların, prepare diş yüzeyine simante edilmeleri nedeniyle diş dokusuna ya da restorasyona zarar vermeden restorasyonun uzaklaştırılması oldukça zordur. Bu nedenle veneerleme materyalindeki kırığın boyutuna bağlı olarak rezin kompozit ve bağlanma tekniklerinin kullanıldığı ağız içi tamir sistemlerinin kullanımı önem kazanmaktadır. Daha dayanıklı seramik sistemler geliştirilene kadar direk tamir teknikleri hem hasta hem de klinisyen için pratik bir çözüm oluşturmaktadır. Bu nedenle piyasada farklı yüzey şartlandırma işlemlerini içeren birçok tamir sistemi mevcuttur. Fakat klinikte en güvenilir sonucu verecek yöntemi seçmek halen tartışma konusudur [82, 115].

### **2.11. Restorasyonun Tamir Seçenekleri**

Tamir sistemlerindeki hedef; tamir materyali ile restorasyonun fonksiyon ve estetiğini yeniden sağlayabilmektir [4]. Restorasyonun tamir edilerek ağız içerisindeki idamesinin sağlanması, ağız içi dokuların sağlığının kontrolünden sonra alınabilecek bir karardır. Porselen kronlarda kırık tamir işleminin klinik olarak başarılı olması, tamir işlemi ile yeniden oluşturulması gereken porselen miktarı, kırık lokalizasyonu, altyapı yüzeyi ve dişin pozisyonu gibi birçok değişkene bağlıdır [112].

Tam seramik ya da metal destekli porselen restorasyonlar için, ağız içi ve ağız dışı tamirlerinden hangi tip tamirin tercih edileceği, hekimin bu yöntemlerin birbirlerine olan avantajlarının ve dezavantajlarının değerlendirilmesi sonucu belirlenmelidir.

### **2.11.1. Ağız dışı tamir sistemleri**

Restorasyonun ağız dışında tamir edilmesi, restorasyonun ağızdan uzaklaştırılması ve teknisyenin restorasyonu yeniden veneerleyerek fırınlanması işlemidir. Porselen kullanımı ile uygulanan indirek tamir tekniği, klinik ve laboratuvar süreçleri içermektedir. Restorasyonun kendi içerisindeki renk uyumunun elde edilmesinde bu teknik oldukça başarılıdır [112] ve tamir işleminin laboratuvar ortamında uygulanması hekimin hasta başında geçireceği klinik süreyi de azaltmaktadır. Bununla birlikte hasar gören restorasyonun ağızda tamir edilmek yerine çıkarılması ve laboratuvara gönderilmesi süreci, hastayı estetik kaygıya düşürmektedir. Kırık hattının tamiri için porselen uygulaması sonrası restorasyonun yeniden fırınlanması da seramik restorasyona hasar verebilmektedir [4, 112]. Restorasyonlar üretim ve prova aşamalarında glaze işlemi de dahil olmak üzere en az iki kez fırınlanmaktadır. Provaların tekrarlanması gereken durumlarda ise, fırınlama sayısı artabilmektedir. Bu nedenle tamir işlemi için ağız dışı tamir yöntemi seçildiğinde, restorasyonun fırınlanma sayısının da arttırılmış olunacağı gerçeği göz ardı edilmemelidir. Tekrarlayan fırınlamaların seramik materyalinin rengi üzerine olumsuz etkilerine ilişkin birçok verinin olmasının yanısıra [116, 117], seramiğin kırılma dayanımı [118], boyutsal stabilitesi, diş yapısı üzerine adaptasyonu [119] ve marjinal uyumuna [120] ilişkin olumsuz etkiler de çalışmalarda gösterilmiştir.

Bu nedenle restorasyonunun yeniden veneerlenmesi kırık hattı dışında kalan veneer porseleni alanını mekanik olarak zayıflatabilmekte ve restorasyonun prognozunu olumsuz etkileyebilmektedir. Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara kıyasla ısı değişimlerine ve tekrarlayan fırınlamalara karşı daha hassastır. Estetik avantajının yanı sıra; yüksek tedavi maliyeti, restore edilmiş dişe zarar verilmesi olasılığı, zaman kaybı, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluk, hastanın hızlı bir sonuç elde etme talebi ve restorasyonun fırınlama ısısından olumsuz etkilenme ihtimali gibi sebepler; restorasyonun ağız içerisinde tamir edilmesi ihtiyacını oluşturmuştur [121].

### **2.11.2. Ağız içi tamir sistemleri**

Seramik restorasyonun tamirinin ağız içerisinde gerçekleştirilmesidir [122]. Ağız içi tamir seçeneği diş ve çevre dokulara zarar verilebilme ihtimalini ortadan kaldırmaktadır. Ağız içi tamir teknikleri ile restorasyonun yenilenme ihtiyacı ortadan kalkmakta ve restorasyon

ağızda kullanılmaya devam edilebilmektedir. Böylece para ve zaman tasarrufu sağlanmaktadır. İlave olarak; kırık hattında oluşan düzensiz yüzeyin ortadan kaldırılması sayesinde kırık alanına mikroorganizma birikimi de önlenmektedir [4].

Veneer porselenindeki kırık alanının tamir edilebilmesi için en kolay yol kırık oluşumuna neden olabilecek yüzey hasarının minimize edilmesi için kırık yüzeyin polisajlanmasıdır. Bu çözüm sadece metal ya da seramik kor yapının açığa çıkmadığı ve posterior alandaki ufak üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırıklarında mümkün olabilmektedir [85].

Zirkonya bazlı restorasyonlarda kırık; genellikle ufak ve üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı şeklinde ve alt çene sabit protezlerde genellikle 2. molar kronlarda görülmektedir. İlave olarak; metal destekli porselen ve zirkonya sabit protezler için polisaj ya da tamir ile giderilebilecek üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı sıklığı, restorasyonun çıkartılmasını gerektiren üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı sıklığına göre oldukça yüksektir [114]. Bu nedenle çoğu vakada üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı restorasyonun fonksiyonunu etkilememekte ve restorasyon kolaylıkla tamir edilebilmektedir [85].

#### 1. Kırık porselen parçasının kompozit rezin yapılar ile tamir edilmesi:

Tamir için ağız içerisinde kırık yüzeye kompozit uygulanması; daha kısa sürede sonuç elde edilmesi, düşük maliyet ve uygulama kolaylığı açısından tercih edilen bir yöntemdir [122]. Düşük dayanım, translusensi eksikliği, kalan dişler ile renk uyumunun sağlanmasındaki zorluklar dezavantajları arasındadır. Direk tamir tekniğinin uzun dönemde başarılı estetik sonuçlar ortaya koymaması; kompozit rezinlerin porselenler gibi renk stabilitesi gösterememesi ve bağlantı dayanımının zamanla azalmasından kaynaklanmaktadır [112].

#### 2. Kırık porselen yapı elde mevcut ise, kırık parçanın rezin siman ile kırık alanına uygulanması [85].

#### 3. Restorasyonun kırık alanına uygulanmak üzere yeni bir veneer tabakasının oluşturulması ve seramik veneerin var olan restorasyon yüzeyine adeziv olarak bağlanması:

Restorasyonun kor materyalinin açığa çıktığı veneer porselen kırıkları ağız içi tamir işleminde zor klinik vakalardır [123]. Klinisyen için kor yapı rengini maskelemek güçtür. Bu durum özellikle metal altyapılı restorasyonlarda estetik sonuçların sınırlı olmasına neden olmaktadır. Bunun da ötesinde; fonksiyonel başarının sağlanabilmesi için klinisyenin veneer porseleni ile kor materyali arasında dayanıklı bir bağlantı oluşturabilmesi gerekmektedir. Genel olarak klinik uygulamalarda restorasyonun çıkarılma gereksiniminin olmayışı, uygulama kolaylığı, kısa sürede sonuç alınabilmesi ve estetik olarak yeterli sonucun elde edilebilmesi gibi nedenlerle genellikle klinik olarak direk kompozit uygulamaları tercih edilmektedir [112, 121].

## **2.12. Ağız İçi Tamir Sistemlerini Etkileyen Faktörler**

Tamir edilmiş seramik restorasyonların klinik başarısı, seramik ve rezin materyal arasındaki bağlantının kalitesi ve dayanıklılığına bağlıdır [124]. Bağlanma dayanımı ise, ağız içi dokularda olduğu gibi kullanılan bağlayıcı sistem ve restorasyon yüzeyine uygulanan işlem ile direkt ilişkilidir [106]. Genellikle bağlanma dayanımı, bağlayıcının yüzeyi ıslatabilme kapasitesi ve yüzeyin serbest yüzey enerjisi ile ilişkilendirilmektedir [124]. Çeşitli yüzey işlemleri yüzeyin ıslanabilirliğini ve serbest yüzey enerjisini etkilemektedir. Mekanik pürüzlendirme sonrasında oluşan yüzey düzensizliklerine bağlayıcı rezinin penetrasyonu ve kimyasal bağlanma kombinasyonu seramik-kompozit rezin arayüzüne su geçişini önleyerek bağlanma sağlanan seramik yüzeyinin sağlamlığını arttırmaktadır [125].

Restorasyon üretimi için kullanılan farklı CAD/CAM materyalleri standart yüksek basınç ve ısıda üretilmektedirler. Bu durum materyal yapısına yüksek homojenite kazandırmasının yanı sıra kompozit rezinlerin yüzeye bağlanmasında zorluk yaratabilmektedir [126].

## **2.13. Yüzey Şartlandırma İşlemleri**

Uygun yüzey şartlandırma işleminin gerçekleştirilebilmesi, ağız içi tamirin başarısı için temel oluşturmaktadır. Hidrofobik rezin bazlı kompozit ya da rezin siman ile genellikle iki yapı içeren restorasyon kırık yüzeyi arasında dayanıklı mikromekanik bağlantının elde edilmesi önem taşımaktadır. Bu bağlantının kimyasal etkileşim de içermesi nedeniyle

klinsiyenin ekspoz kırık yüzeyindeki farklı tip materyalleri için uygun yüzey işlemini seçmeleri gerekmektedir [85].

Kırık hattında açığa çıkabilecek yapılar:

- ✓ Metal alaşımları
- ✓ Oksit seramik materyaller: tam seramik restorasyonlarda altyapı ya da koping olarak kullanılan zirkonya, alümina ve cam-infiltrate zirkonya
- ✓ Silikat seramik materyaller:
  - Anterior veneer kronlarda, sabit parsiyel protezlerdeki veneer porselenlerde ya da tam seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramikler
  - İnley, onley ya da monolitik kronlarda kullanılan cam seramikler [85]

Tamir için kullanılan rezinin yüzeye adhezyonunu daha başarılı hale getirebilmek için seramik yüzeyine yüzey şartlandırma işlemlerinin uygulanması gerekmektedir [127]. Adhezyon sağlanması amacıyla günümüzde odaklanılan konu mekanik ve kimyasal bağlantının birlikte sağlanmasıdır [115, 128]. Tamir materyali ile tamir edilecek yüzey arasında tatmin edici bağlantının sağlanabilmesi amacıyla tamir edilecek yüzeye belirli işlemlerin uygulanması gerekmektedir [121]. Ağız içi tamir sistemleri mekanik olarak yüzey alanını arttırarak, yüzey gerilimini azaltarak ve ince yapılı yüzey pürüzlülüğü sağlayarak, resin ile seramik yapı arasında mekanik/kimyasal bağlantı sağlamaktadırlar. Ayrıca kimyasal olarak cam matriksin çözünmesi ile oluşan fiziksel değişim sonucunda rezinin pöröz yüzeye adhezyonunu sağlamaktadırlar [81].

### **2.13.1. Yüzey şartlandırma işleminde mikromekanik retansiyon**

Resin kompozit ile seramik tamir işleminin yapılabilmesi için mikroretatif seramik yüzeyinin oluşturulması gerekmektedir [82]. Mekanik retansiyon sağlanabilmesi için uygulanabilecek yüzey işlemleri:

- Asitle pürüzlendirme
  - Hidroflorik (HF) asit ile pürüzlendirme
  - Fosforik asit ya da asidüle edilmiş fosfat florid ile pürüzlendirme
- Hava abrazyonu (Alüminyum oksit ile hava-partikül abrazyonu) ile pürüzlendirme
- Elmas frez ile pürüzlendirme

- Lazer uygulaması ile pürüzlendirme

### Asitle pürüzlendirme

Ağız içi seramik tamir işlemlerinde seramik yüzeyinin etkili şekilde asitlenmesi temel klinik basamağı oluşturmaktadır [129]. Asitle pürüzlendirme işlemi, seramiklerin yüzey enerjilerini ve rezinin seramik yüzeyine bağlantı potansiyelini değiştirerek seramik yapının yüzey alanını ve ıslanabilirliğini arttırmaktadır [124, 130]. Birçok araştırmacı silika bazlı seramiklerin tamir edilmeleri için HF asidi önermektedir. Silikat yapılarda bağlantının çözülebilmesini sağlayabilecek asit HF asittir. HF asit, cam matrikste hekzaflorosilikat yapı oluşumunu sağlayan silika içeriğine etki etmektedir [131]. HF asit uygulaması cam matriksi çözerek, kristalin yapının açığa çıkmasına ve böylece mikropözite oluşturarak rezin ile mekanik kilitlenme (mikromekanik retansiyon) için uygun yüzey oluşumuna neden olmaktadır [132, 133]. Materyal bünyesindeki farklı komponentlerin selektif olarak çözünmesi porselen yüzeyinde mikroretantif asitlemeyi oluşturmaktadır. Asit amorf cam faza ya da kristalin faza etki etmektedir [134]. Asitle pürüzlendirme ile doygun (sature) olmayan oksijen bağlantıları oluşturulmaktadır. Bu yapılar silan için bağlantı sağlayıcı yapılar olarak görev yapmaktadır. Zogheib ve diğerleri [130], asitle pürüzlendirmenin cam seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımını ciddi oranda azalttığını rapor etmişlerdir. HF asitin silikat seramiklerdeki etkinliğine rağmen mevcut asitlerin; düşük silika içeriğine sahip olan (hacimce < %15) metal ya da oksit seramik materyallerin, metal bağlantısını ya da yoğun ve dayanıklı oksit seramik bağlantısını kırabilecek güçte olmaması nedeniyle bu yapılar asitle pürüzlendirilememektedir [129].

Bununla birlikte; HF asitin ağız içerisinde kullanımı toksik özellikleri nedeniyle tartışmalıdır. Toksik ve yakıcı (kostik) etkisi nedeniyle hekime ve hastaya olası zararlı etkisi kullanımının azaltılması gerekliliği düşüncesini doğurmuştur. HF asitin dokuya temas ettiği durumlarda, semptomların oluşumu saatler alabilmektedir. Avuç içi kadar dokunun bile %40'lık solüsyon ile koterize olması ölümcül olabilmektedir. Bu nedenle klinisyen HF asit kullanımından mümkünse kaçınmalı ya da rubber dam ile kullanmalıdır [135]. Bazı tamir kitlerinde %35-40'lık fosforik asit HF asite alternatif asitleme ajanı olarak kullanılmıştır [82]. Fakat; yapılan bir çalışmada, fosforik asitin seramik morfolojisinde değişim oluşturmadığı ve genellikle mekanik pürüzlendirme sonrasında

yüzeyin temizlenmesi için kullanılabilceği bildirilmiştir. Bu nedenle, seramik tamirinde kullanımı tartışmalı olup tamir kitlerinde bulunmaları gereksiz görülmektedir [136].

#### Hava abrazyonu ile pürüzlendirme

Alüminyum oksit ile kuşlama, ağız içi tamir sistemlerinin bağlantı dayanımını arttırmaktadır. Kuşlama ile yüzeyde ince yapılı pürüzlülük sağlanarak mikromekanik retansiyon oluşturulmaktadır. Kuşlama işlemi, toplam yüzey alanını artırırken, yüzey gerilimini azaltarak rezinin yüzeyi ıslatabilirliğini arttırmaktadır [83]. Hava abrazyonu uygulamasının en önemli dezavantajı; restorasyonun uzun dönem performansını etkileyebilecek olası yüzey hasarıdır [137].

Alüminyum oksit partikülleri yüksek enerji ile yüzeye çarptığında, yüzeyde ufak yüzey bozuklukları oluşturmaktadır. Bu durum materyali olumsuz etkilemese de, seramikler gibi kırılğan materyallerdeki bu yüzey bozukluklarının görüldüğü alanlar genellikle kırıkların başlangıç noktasını oluşturmaktadır. Bu durum, en sık zirkonya ve alümina gibi oldukça sert seramik materyallerinde oluşmaktadır [138] ve özellikle de zayıf porselen yapılarda problem haline gelmektedir [139].

Kuşlama, seramik morfolojisinde değişime ve hacimce azalmaya sebep olabilmektedir [131]. Restorasyonun hasar görmemiş yüzeyinin alüminyum oksit partiküllerinden korunması zordur. Bu nedenle kuşlama işlemi cam seramik (silikat materyaller) yüzeylerinde önerilmemektedir. Restorasyonun yüksek dayanımı ve gelecekteki klinik performansı açısından; silikat seramik restorasyonlarda hava abrazyonu yerine asitle pürüzlendirme yönteminin kullanılması önerilmektedir. Bununla birlikte, hava abrazyonu oksit seramikler ve metaller için önemlidir. Çünkü asitle pürüzlendirme bu yüzeylerde yeterli pürüzlülüğü oluşturamamaktadır [140, 141].

#### Elmas frez ile pürüzlendirme

Elmas frez ile pürüzlendirme bazı tamir posedürlerinde yüzeydeki desteksiz kalan porselen yapının ve ağız içerisinde oluşan smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır [2, 115]. Elmas frez ile pürüzlendirme işlemi, keskin yüzey düzensizliği

oluşturmaktadır. İlave olarak seramik yüzeyinde stres birikimine neden olan mikro çatlaklar ve takiben oluşabilecek kırıklara sebep olabilmektedir [142].

### Lazer uygulaması ile pürüzlendirme

Lazer “Radyasyonun Uyarılmış Emisyonu ile Işığın Güçlendirilmesi” anlamına gelmektedir [143]. Lazerler dar bir frekans aralığında ışık üreten ve ışığı oluşturan aktif elemente göre isim alan cihazlardır. Lazer ışınları, aktif elementin karakteristiğine bağlı olarak etki eder [144].

Lazer çalışmaları 1916 yılında Albert Einstein’ın teorileri ile başlamış ve Ağustos 1960’da Maiman tarafından Ruby (yakut) lazer ile ilk kez gerçekleştirilmiştir. Bu gelişmeyi 1960 yılının kasım ayında Uranyum lazer, aynı yılın aralık ayında ilk gaz lazer olan Helyum-Neon lazer (He-Ne) ve 5 yıl içinde geliştirilen neodiyum, galyum-arsenid, karbondioksit, argon, lazerler takip etmiş olup günümüze kadar pek çok farklı lazer geliştirilmiştir [143].

Diş dokularında lazer kullanımı hakkında ilk araştırmalar, Goldman ve Stern tarafından yapılan ruby lazerin mine ve dentin üzerindeki etkilerini gösteren çalışmalardır. Ancak dişhekimliğinde lazer kullanımının önünü açan çalışma 1985 yılında Myers&Myers tarafından yapılan Nd:YAG (Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet) lazerin çürük dentin dokusunun temizlenmesi için kullanıldığı çalışma olmuştur. Erbium lazerler, sert dokudaki etkinlikleri ile 1990’lı yıllardan başlayarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknolojik gelişmeler ile lazerlerin klinik kullanımı hızlanmış ve 15 yıl içinde kompozit polimerizasyonu, diş beyazlatma, çürük temizleme, subgingival küretaj, kavite preparasyonu ve kemik cerrahisi yapan çeşitli lazerler üretilmiştir [145].

### *Lazerlerin karakteristiği*

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler farklı dalga boylarındadırlar ve farklı kullanım alanlarına sahiplerdir. Kullanılan lazerlerin karakteristik özelliklerini gösteren çizelge şu şekildedir [146, 147].

Çizelge 2.1. Lazer tipleri

Grubu	Dalga Boyu	Lazer tipi	Kullanım alanı
Morötesi	193-308 nm	Excimer lazerler	Sert doku, çürük ablastasyonu
Görünür ışık	488 nm	Argon iyon	Yumuşak doku, kompozit sertleştirilmesi, beyazlatma
Görünür ışık	532 nm	KTP lazer (potasyum-titanil-fosfat)	Yumuşak doku
Görünür ışık	632nm	Helyum-Neon	Biyostimülasyon
Kızılötesi	800-950nm	Diode	Yumuşak doku, çürük ablastasyonu ve beyazlatma
Kızılötesi	1,064 µm	Nd:YAG (Neodymium:Yttrium-Alüminyum-Garnet)	Yumuşak doku, sınırlı şekilde sert doku, çürük ablastasyonu ve beyazlatma
Kızılötesi	2,12 µm	Ho:YAG (Holmiyum: Yttrium-Alüminyum-Garnet)	Yumuşak doku, çürük ablastasyonu ve beyazlatma
Kızılötesi	2,78 µm	Er,Cr:YSGG (Erbium,Kromium:Yttrium-Scandium-Galium-Garnet)	Sert doku ve sınırlı şekilde yumuşak doku
Kızılötesi	2,94 µm	Er:YAG (Erbium:Yttrium-Alüminyum-Garnet)	Sert doku ve sınırlı şekilde yumuşak doku
Kızılötesi	9,3-10,6µm	Karbon dioksit (CO <sub>2</sub> )	Yumuşak ve sert doku

### *Klinik kullanımlarına göre lazer tipleri*

#### Yumuşak doku lazerleri

Yumuşak doku lazerleri; CO<sub>2</sub>, Argon, Diode, KTP, Ho:YAG ve Nd:YAG lazerlerdir. CO<sub>2</sub> lazer dokulardaki su üzerine etki ederken diğerleri dokulardaki başta melanin ve hemoglobin olmak üzere pigmentler üzerine etki ederler [148]. Yumuşak doku lazerlerinin kullanımı anestezi, analjezik ve antibiyotik kullanımını azaltır ve intraoperatif, postoperatif kanamayı ortadan kaldırır. Bunun yanı sıra sütür ihtiyacı olmaz ve daha hızlı iyileşme ve daha az skar dokusu oluşur [149].

#### Sert doku lazerleri

Ağız içi sert dokulardaki su üzerine etki ederek ablastasyon ile kavite preparasyonu ve mikropatlamalar ile yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Son yıllarda zirkonya ve porselen için kullanılmasına yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Su içeriği olmayan ya da çok düşük olan bu materyaller için lazerin etki mekanizması lazerin enerjisi ile yüzeyde erime ve sonrasında tekrar sertleşme yaratılarak yüzey yapısının bozulması olduğu düşünülmektedir [150]. Dezavantajı olarak; lokal ısı artışı ve soğuma fazları yaratarak dişte ve materyallerde olumsuz iç basınç değişikliklerine neden olması düşünülmektedir. Ancak daha güncel çalışmalarda bu ısı değişiminin fizyolojik limitler içinde olduğu ve pulpal hasara yol açmadığı öne sürülmüştür [151].

### Excimer lazerler

Excimer lazerler, morötesi spektrumda yer alan gaz lazerlerdir. Aktif ortamlarındaki karışımlarına bağlı olarak 193 nm dalga boyundaki Argon/Florid (Ar/F), 248 nm dalga boyundaki Kripton/Florid (Kr/F), 308 nm dalga boyundaki Ksenon/Chloride (Xe/Cl) ve 351 nm dalga boyundaki Ksenon/Florid (Xe/F) olarak 4 çeşittir. Enerji kapasiteleri sert dokular ve seramikler gibi yüksek mineralizasyon gösteren dokularda ablyasyon oluşturacak kadar güçlü değildir. Enerji aktarımı çok küçük bir alan üzerinde ve yüksek absorpsiyon seviyesine sahip olduğundan termal hasar görülmez [152].

### Karbondioksit lazerler

Karbondioksit (CO<sub>2</sub>) lazerler, 4 farklı dalga boyunda (9,3 µm / 9,6 µm / 10,3 µm ve 10,6 µm) bulunmaktadır. Enerjisi tüm yumuşak ve sert dokular tarafından iyi şekilde absorbe edilmektedir. Devamlı dalgalı ve uzun atım süreli 10,6 µm dalga boylu CO<sub>2</sub> lazerlerle yapılan erken dönem çalışmalarda sert dokuların yüksek mineral içeriği ve hızlı ısı yayılımı özelliklerinden dolayı dokuda ağır termal hasarlar oluşturması kullanımını kısıtlamıştır. Sonrasında geliştirilen kısa atım zamanlı TEA (Transversely Excited Atmospheric Pressure) CO<sub>2</sub> lazerler ile su ve hava soğutması altında çalışılmasının termal hasara yol açmayacağı gösterilmiştir. TEA-CO<sub>2</sub> lazerler ile çürük temizliği ve kavite preparasyonu yapılabilmektedir [153]. Belirli uygulama koşulları uygulandığında sert dokular için termal ve mekanik olarak güvenilirler ve ağzın her yerinde hem sert hem de yumuşak dokular için kullanılabilirler [154].

### Neodymium:yttrium-aluminum-garnet lazerler

Oldukça sık kullanılan Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet lazerler 1,064 µm dalga boyuna sahiptir. Melanin tarafından yüksek oranda, hemoglobin ve su tarafından daha az oranda absorbe edilirler. Çok iyi hemostaz sağlarlar [143]. Aktif madde olarak Neodmiyum ile kaplanmış İtiryum-Alüminyum-Garnet kristali kullanılmaktadır [144].

Hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılabilir olması klinik avantajlarından biridir. Ancak ağız içindeki restoratif materyallere etki etmesi durumunda bu materyallerin polisajlanması ya da değiştirilmesi gerekebilir [155]. Kullanılan lazer sistemleri arasında

en derine penetre olabilen lazerlerdir. Bu durumda özellikle alttaki kemik ve pulpada istenmeyen yan etkiler oluşturabilirler [144].

#### *Erbium:yttrium-alüminyum-garnet lazerler*

Yüksek su absorpsiyonu özelliği olan Erbium:Yttrium-Alüminyum-Garnet (Er:YAG) lazerler, 294 µm dalga boyundadır. Erbiyum ile kaplanmış İttriyum-Alüminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler [144]. Lazer enerjisi, ağız içi sert dokularda erime noktasına ulaşmadan su ve diğer organik yapıların buharlaşmasına sebep olur ve bu internal basınç artışı, mikro patlamalara yol açar. Bu mikro patlamalar sayesinde, termomekanik ablasyon oluşturduğu gösterilmiştir [156]. 1975 yılında Zharikov ve diğerleri [157] tarafından tanımlanmış ve 1997 yılında sert dokuda kullanımı FDA (Food and Drug Administration - Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Kurumu) tarafından onaylanmıştır. Sert dokularda yüksek devirli döner aletler (aeratör) ile kıyaslandığında daha konforlu bir preparasyon yapan Er:YAG lazerler ile belirgin ısı hasarı olmadığı gösterilmiştir.

#### *Erbium, kromium:yttrium-scandium-galium-garnet lazerler*

Erbium ve krom ile kombine edilmiş ittriyum skandiyum galyum garnet kristali içeren bu lazerler (Er,Cr:YSGG) 2 780 nm dalga boyuna sahiptir. Bunların termal hasara yol açmaması için entegre hava ve su spreyi ile üretilmektedirler. Çalışma esnasında safir uç üzerinden ışın iletilirken aynı anda hava ve su iletilir. Lazerin enerjisi su molekülleri tarafından maksimum derecede emilir ve mikropatlamalar oluşur. Hidroksiapatitlerin hidroksil grupları üzerine etkilidir. Bu hidrokinetik mekanizma ile ağız içi sert dokularda kesi ve kavitasyon işlemleri yapılabilir. Yapılan in vitro çalışmalarında ve hayvan deneylerinde pulpa ve periodontal dokular üzerinde termal hasar oluşmadığı ve mine prizmaları ve dentin tübüllerinin korunduğu görülmüştür [158].

#### *Seramik yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesi*

Porselen braketler, rezin kompozitler, lösitle güçlendirilmiş seramikler, alümina ile güçlendirilmiş seramikler ve zirkonya seramiklerin pürüzlendirilmesi amacıyla lazerlerin kullanımını diş hekimliğinde araştırılmaya devam eden konulardan biridir [159]. Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerler; seramik yüzeylerinde bağlantı sağlamak amacıyla

yüzey pürüzlülüğünün elde edilebilmesi için birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır [107, 160–162]. Ağız içi dokulara ya da seramik yüzeylerine erbium lazerlerin uygulanması termomekanik etki ile yüzeyde buharlaşmaya (vaporizasyon) ve ablasyona (ayırma, bir kesimin çıkarılması) neden olur. Buharlaşma, materyalin içeriğindeki suyun lazer enerjisini absorbe etmesi hızlı şekilde buharlaşması ve oluşturduğu mikropatlamlar sebebiyle materyalin bir kısmının uzaklaşması şeklinde görülür. Ablasyon ise, materyal içeriğindeki ya da soğutma sisteminden materyal üzerine gelen materyal yüzeyindeki su filminin lazer enerjisini yüksek oranda absorbe etmesi ile hızlı şekilde buharlaşması ve bu sayede temastaki materyalde mikro patlamalar oluşturması şeklinde görülür ancak eksternal su soğutmasının etkisi tam olarak açıklanamamış değildir [163].

### *Lazerlerin güvenli kullanımı*

Lazerler kullanılırken hem hekimin hem de hastanın güvenliği, kullanıcı hekimin sorumluluğundadır. İşleme başlamadan önce test etmek için lazerin türüne uygun bir materyalde kullanılması gerekir. Argon, Nd:YAG ve Diode lazerler için siyah materyal; CO<sub>2</sub> lazer için nemli bir kağıt; Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler için su uygun materyallerdir. 1-2 mm mesafeden uygulandığında su kabarcığı ya da buharlaşma enerjinin doğru şekilde iletildiğini gösterir [143]. Lazer ünitesinin safir uç ile kullanılması lazer ışınının hedef üzerine yoğunlaşmasını sağlar. Bu kullanılmaz ise spot çapı değişiklik gösterir ve enerji dansitesi ışınlanmanın farklı alanlarında farklılık sergiler ve dolayısıyla ısı artışı sebebiyle zararlı sonuçlara yol açabilir [164].

### **2.13.2. Yüzey şartlandırma işleminde kimyasal bağlantı**

Seramik tamirinde mekanik yüzey şartlandırma işlemlerinin yanısıra, silan uygulaması ve bağlayıcılar kimyasal bağlantının sağlanması amacıyla kullanılmaktadırlar.

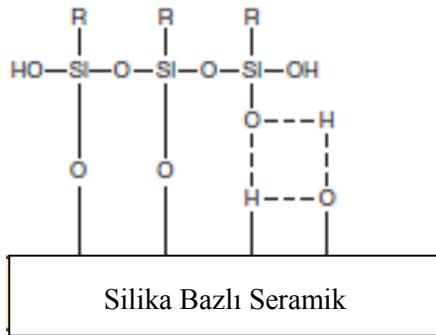
#### Silan uygulamasının ve bağlayıcıların seramik tamirinde kullanımı

##### *Silan uygulaması ve seramik tamirinde kullanımı*

Silikon dioksit geniş bir kovalent ağa sahiptir. Silika molekülü negatif yüklüdür. Silikon periyodik tabloda 4A grubundadır ve 4 değerlikte elektrona sahiptir. Silikon, oksijen ile kovalent bağlantı sağlayarak SiO<sub>2</sub>'yi oluşturmaktadır [6]. Seramik yüzeyi ve hidrofobik

rezin arasındaki kimyasal bağlantı silanlar ya da fosfat monomerler gibi bifonksiyonel monomerler ile oluşturulmaktadır [85]. Kompozit rezinin seramik yüzeyine bağlanabilmesi için anahtar faktör silan uygulamasıdır (örn; Ultradent Silan). Silan uygulaması, seramik bünyesindeki silika içeriği ile siloksan yapı oluşturabilmesi sebebiyle önerilmektedir. Klinik dişhekimliğinde kullanılan silan kaplama ajanı içerisinde bulunan 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPTS) [165], organik (kompozit) ve inorganik (seramik) yapı arasında dual kovalent bağlantı (hidrofobik siloksan bağlantı) sağlamaktadır [82, 132, 166, 167].

Silan; çift uçlu fonksiyonel bir monomerdır. Organofonksiyoneltrialkoloksisilan esterlerinden oluşan uçlardan biri seramik yüzeyi ile reaksiyona giren silanol grubu, diğeri ise, kompozitin resin matriksi ile kopolimerizasyon gösteren metakrilat grubudur [165]. Silan ile resin arasındaki bağlantı resin matriksin metakrilat grubu ile silan molekülünün metakrilat grubu arasında ilave polimerizasyon reaksiyonu ile oluşmaktadır. Silan ile seramik yüzeyi arasındaki bağlantı ise hidrolize silan molekülündeki silanol grubu ile seramik yüzeyindeki silanol grubu (Si-O-H) arasında kondenzasyon reaksiyonu ile oluşmaktadır. Bu bağlantıya siloksan bağlantı (Si-O-Si) denmekte ve ürün olarak bir su molekülü oluşmaktadır [82]. MPTS'ye asit ilave edilmesi metoksi gruplarının hidrolizinin hızlanmasına ve böylece hidrolize silanın porselen yüzeyine absorbe olabilmesine katkıda bulunmaktadır [168]. Ayrıca; silanlar resin penetrasyonu için yüzeyin ıslanabilirliğini sağlayarak resin-silikat bağlantısını sağlamaktadır [166, 169].



Şekil 2.1. Silika bazlı seramiklerin kimyasal yapısı

### *Silika kaplamanın seramik tamirinde kullanımı*

Silika kaplama (silika kaplı alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, tribokimyasal kaplama) yönteminde, 30 µm'lik silika kaplı Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (SiO<sub>x</sub>) yüzeye uygulanmakta ve silan yüzeyde oluşan silika tabakası ile reaksiyona girmektedir. Silika kaplama ince yapılı mekanik retansiyon sağlamaktadır. İlave olarak; rezin materyali ile seramik ya da metal yapı arasında fizikokimyasal bağlantı da oluşturulmaktadır [170]. Silika kaplama işlemi, alüminyum, alüminyum/zirkonyum ya da zirkonyum seramiklerde önerilmektedir. Yüksek kristal içerikleri nedeniyle asitle pürüzlendirme kompakt yapılarına etki edememektedir. Bu nedenle silika kaplama işlemi; düşük silika içeriğine sahip asite dirençli seramiklerde endikedir [127]. Silanol grubu içermeyen metal ya da oksit seramik materyaller eğer silanize edilebilirler ise, silana bağlanabilmektedirler. Bu işlem, tribokimyasal kaplama olarak adlandırılmaktadır [171]. Ağız içi yüzey işlemi uygulanabilmesi, hasta başı kullanılabilen sistemin (CoJet silikat-seramik yüzey işlem sistemi) geliştirilmesi ile mümkün hale gelmiştir. Bu sistem, Rocatec Universal Kaplanma Sistemi ile benzerdir [172]. Sistem silika kaplı ince grenli 30 µm'lik alüminyum oksit partiküllerinden oluşmaktadır. Bu modifikasyon, pürüzlülük oluştururken silikanın metal ya da oksit seramik yüzeyine geçmesini sağlamaktadır. Silika bakımından zenginleşen yüzey silan ile reaksiyona girecektir [170, 173].

Yapılan çalışmalarda, silika kaplı alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin yalnızca düşük silika içeriğine sahip asite dirençli seramiklerde yüzey işlemi olarak uygun olduğu gösterilse de [127], Blum ve diğerleri [82] yaptıkları bir çalışmada yüksek silika içeriğine sahip olan lösitle güçlendirilmiş seramiklerin yüzey şartlandırılmasında kullanıldığında da belirgin derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

### *Bağlayıcıların seramik tamirinde kullanımı*

Dentin bağlayıcı ajanlar, restoratif kompozitler ile diş dokusu arasında yeterli dayanıma sahip arayüz bağlantısı sağlamak için tasarlanmışlardır. Seramik yüzeyinde oluşan kırıkların tamiri için kullanılan rezinin yüzeye adhezyonunu sağlamak için seramik yüzeyine yüzey şartlandırma işlemlerinin yanı sıra bu dentin bağlayıcı ajanların uygulanması, kimyasal bağlantı oluşturacak arayüz bağlantısını sağlamaktadır [126]. Hangi

tip dentin bağlayıcı ajanın kullanımına bakılmaksızın, tipik bir dentin bağlayıcı ajan, asit, rezin monomer, çözücü, başlatıcı, inhibitör, doldurucu ve bazen antimikrobiyal ajanlar gibi bazı fonksiyonel maddeler içermektedir. Resin monomerleri, adezivlerin temel bileşenidir. Bağlayıcı ve kompozit resin arasında iyi bir kovalent bağ oluşturulabilmesi için bağlayıcılar, kompozit resin restoratif materyaller ile aynı resin monomeri içermektedirler. Bağlayıcı resinler ana komponent olarak bis-GMA, TEGDMA ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik dimetakrilat ve az bir miktarda HEMA (2-hidroksietil metakrilat) gibi hidrofilik monomer içermektedir. Monomerler bağlayıcıların en önemli komponentlerini oluşturmaktadır [105].

#### *Bifonksiyonel fosfat monomerlerin seramik tamirinde kullanımı*

Baz moleküller, metal ya da oksit seramik yüzeyleri ile resin arasında direk kimyasal bağlantı oluşturabilmektedir. Bifonksiyonel fosfat monomerler (10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat-MDP ya da 4-metakriloksietil trimelitat anhidrit) bir uçları ile metal oksit ya da oksit seramik yüzeyine ve diğer uçları ile ise rezine bağlanmaktadır [90, 166, 174]. 10-MDP (10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat) monomeri içerdiği dihidrojen fosfat grubu nedeniyle asitlendirici monomer olarak kullanılmaktadır [175]. Bu yapılar, metal ya da seramik primer'ı olarak piyasada mevcuttur (örn; Alloy Primer). Bu materyaller uyumlu oldukları resin simanlar ile kullanılmaktadır. Bifonksiyonel fosfat monomerler, resin simanın bir parçası olabilmektedir. Bu durumda, resin siman içeren modifiye fosfat monomer olarak adlandırılmaktadırlar (örn; Super Bond C&B, Panavia 21 ya da Panavia F2.0). Modifiye resin simanlar, sadece soy olmayan alaşımlarda kullanılmaktadır, çünkü bu yapılar soy alaşımlara yeterli düzeyde bağlanamamaktadır [176]. Silan ve metal/seramik primerini birarada içeren ürünler mevcuttur (örn; Monobond Plus ve Clearfil Ceramic Primer). Bu kombine primer'ler, restorasyondaki kırık hattında farklı materyallerin ekspoz olduğu durumlarda ağız içi tamir için uygundur [85].

Kırık yüzeyinin ağız içi tamiri ile ilgili birçok çalışma yayımlanmıştır. Çalışmaların büyük çoğunluğu; hava abrazyonu, asitleme ya da bu iki işlemin kombinasyonu ve sonrasında silan uygulamasını içeren çalışmalardır. Fosfat monomerlerin kullanımı ve silikat seramik yüzey işlemi (CoJet) daha güncel gelişmelerdir [177].

## **2.14. Tamiri Yapılacak Materyallerin Mikroyapı Farklılıkları ve Bağlantı Dayanımına Etkisi**

Materyallerin pürüzlendirme işlemine karşı duyarlılıklarının değişim göstermesi nedeniyle, seçilecek yüzey işlemi kırık tipine yani uygulanacak yüzeyin özelliğine bağlı olarak değişmektedir [121]. Kırık hattında açığa çıkan yüzey özelliğine göre farklı bağlantı değerlerinin oluşması nedeniyle, seramik ve veneer porseleni yüzeyine uygulanan tamir sistemlerinin bağlantı dayanımının değerlendirilmesi oldukça önemlidir [178].

Zirkonya seramikler hacimce %1'den düşük silika içeriğine, alümina seramikler ise hacimce %5'den küçük silika içeriğine sahiptir. Veneer seramiğin silika içeriği ise, %50-60 aralığındadır. Silika içeriği, yüzey işlemi ve kimyasal etkileşim ile elde edilen mikromekanik kilitlemeyi arttırmaktadır [178]. Bu nedenle tamir işlemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi ve kliniğe yansıtılabilecek çıkarımların yapılabilmesi için silikat seramik ve oksit seramik yapılara uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisi incelenirken bu durum göz önünde bulundurulmalıdır [110].

### **2.14.1. Silikat seramikler**

Silikat seramik yüzeyleri için uygun asitle pürüzlendirme ve mekanik işlem metotlarının tartışmalı olmasına karşın, silan uygulaması temel uygulama olarak görülmektedir [109, 169]. HF asitle pürüzlendirmeden daha düşük sağlık riski taşıyan asidüle edilmiş fosfat florid ve fosforik asit gibi asitle pürüzlendirme işlemlerinin mikroretantif yüzey oluşturabilecekleri rapor edilmiştir [109, 179, 180]. Bu asitler, yüzey temizleme etkisine sahip olmaları nedeniyle yalnızca silikat seramik yüzeyini daha ulaşılabilir hale getirerek silanın bağlantı dayanımını sağlamaktadırlar [180–182]. HF asit uygulaması ve hava abrazyonunun eşit başarıya sahip olduğu görülmektedir [109, 179, 183]. Bu nedenle bazı araştırmacılar; hasta, teknisyen ve klinik ekibin maruz kalabileceği herhangi bir sağlık riskinin önlenmesi için sadece hava abrazyonu kullanımı ya da ağız içi silika kaplama sistemi kullanımını önermektedirler [4, 173]. Bazı çalışmacılar ise; uygulama kolaylığı olması, literatür sonuçlarının güçlü olması ve silikat seramik materyallerde daha az hasar verici olmaları nedeniyle HF asit ile pürüzlendirmeyi tercih etmektedirler [166, 180, 184]. Cekic-Nagas ve diğerleri [185], lityum silikat cam seramiklerde HF asit uygulamasının materyalin yüzey yapısına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, farklı sürelerde asitle

pürüzlendirmenin SEM incelemesinde, benzer pürüzlülük değerleri göstermesine karşın, asit süresindeki artışın örneklerde ağırlıkça azalmaya sebep olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu durumun materyal özelliklerini olumsuz etkileyeceği ve asitleme süresinin bağlanma dışında materyal dayanımı açısından da kritik olabileceği görüşlerini bildirmişlerdir.

Silikat seramikler, üzerindeki etkinliğinin yanısıra HF asitin dokular üzerindeki olumsuz etkisi nedeni ile rubber dam ve lateks eldiven kullanımı, yumuşak doku ve HF asit arasındaki contağın elimine edilebilmesi için esastır. Ekspoz olmuş metal-seramik ya da oksit seramik yüzeylerinde veneer porselenin altyapıdan ayrılması sonrasında hava abrazyonu uygulaması gereken durumlarda, komşu veneer porselen yüzeyi de etkilenebilmektedir. Veneer yapıda oluşan yüzey hasarı, sonrasında HF asit uygulaması ile elimine edilebilmektedir [85].

#### **2.14.2. Oksit seramikler**

Daha önce de belirtildiği gibi oksit seramik yüzeylerde asit kullanımı, mikroretantif yüzey oluşturabilmek için etkisizdir [140]. Bu nedenle, kırık oksit seramik yüzeye uygulanacak mekanik işlemin seçimi için silika kaplama yüzey işlemi (Cojet) ve hava abrazyonundan biri tercih edilebilmektedir. Hava abrazyonu, oksit seramiklerin biaksiyel dayanımına olumsuz etki göstermeksizin [186], rezin siman ya kompozit ile bağlanmayı sağlayabilecek pürüzlülüğü oluşturabilmektedir [96]. Bu işlemler, sonrasında uygun kimyasal işlemin uygulanması durumunda eşit etkinlikte sonuçlar elde edilmektedir [174, 187]. Hava abrazyonu yalnızca fosfat monomer ya da primer içeren rezin siman ile birlikte kullanıldığında etkili olmaktadır. Çünkü silanlar, oksit seramik yüzeyine direk bağlanamamaktadır. Ağız içi silikat kaplama yüzey işleminin kullanımı, silan ya da silan ve fosfat monomer kombinasyonlarının uygulamasını gerektirmektedir [2, 108, 174, 188]. Metallerin yüzey işlemleri ile ilişkili çalışmaların sonuçları, oksit seramik materyaller için elde edilen veriler ile benzerdir. Metal-seramik restorasyonların tamiri için gerekli olan tanımlanmış özel bir yöntem mevcut değildir. Çeşitli yüzey işlemleri, farklı bağlayıcı sistemler ve kompozit rezinlerin kombine edilmesi ile birçok tamir sistemi geliştirilmiştir. Farklı tamir sistemlerinin oluşturulması ile birlikte optimum bağlantı dayanımının belirlenmesi ve metal seramik restorasyonların tamir tekniğinin standardizasyonunun sağlanması gerekli olmuştur [142]. Değişkenlerin çokluğu, kombinasyonlardaki fazlalık ve metodolojinin standardizasyonundaki zorluk, çalışmalarda rapor edilen bağlantı

dayanımının 3 MPa ‘dan 37,4 MPa ‘a kadar değişiklik gösterebilmesine neden olmuştur [81, 173, 189]. Metal destekli porselen kronlarda görülen kırıklarda, özellikle metal yapının ekspoz olduğu durumlarda ve rezin yapının metal alaşıma bağlanması gerektiği durumlarda klinik başarı zorlaşmaktadır [111].

Araştırmacılar; metal yüzeylerde, fosfat monomerler ile hava abrazyonu kombinasyonunun kullanımı ya da ağız içi silikat kaplama (CoJet) yüzey işlemini takiben silan uygulamasının en etkili metotlar olduğunu rapor etmişlerdir [139, 190]. Özcan ve Neidermeier [83], metal destekli porselen restorasyonlarda oluşan kırıkların tamiri için ağız içi silikat kaplama sisteminin kullanımını değerlendirmişlerdir. 34 aylık takip sonucunda %89 uzun dönem kullanım oranı bildirmişlerdir. Egilmez ve diğerleri [96], zirkonya ve rezin simanlar arasında bağlantı dayanımının artırılması amacıyla uyguladıkları kumlama ve zirkonya yüzeyinin zirkonya partikülleri ile modifiye edilmesi işlemlerini, yüzey pürüzlülüğü ve bağlantı dayanımı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, yüzeyin zirkonya partikülleri ile modifikasyonunun yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, ancak bağlantı dayanımı açısından kumlama ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir.

## **2.15. Kompozit Rezinler**

Kompozit rezinler, 1960'lı yıllarda diş hekimliğine tanıtılmıştır. Kompozit rezinler, kabul edilebilir aşınma direnci ve fiziksel özellikler gösteren estetik materyallerdir. Kompozit rezinler; genel olarak konvansiyonel kompozit rezinler ve poliasit modifiye kompozit rezinler olarak sınıflandırılmaktadır [191].

### **2.15.1. Konvansiyonel kompozit rezinler**

Bu materyaller, primer olarak bisfenol glisidil metakrilat (bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) içermektedir. Temel rezin olarak foto başlatıcı ve bazı diğer rezinleri içermektedir. Faklı boyutlarda doldurucu partikül içermektedir ve doldurucu ve rezin arasında kimyasal bir bütünlük oluşturmak için silanize edilmektedir. Genellikle yalnızca foto başlatıcı ile polimerize olan tek aşamalı sistemlerdir. Aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek oluşu, doldurucu yükünün hacimsel yüzdesi, partikül boyutu ve dağılımı ile

ilişkilidir. Rezin kimyası ve doldurucunun hacimsel yüzdesine göre hacimsel büzölmeleri %2-5 arasında değişmektedir [191].

### **2.15.2. Poliasit modifiye kompozit rezinler**

Bu materyaller, cam iyonomerlerin iyon salınım kapasitelerine sahip olan kompozit rezin geliştirilmesi hedefi ile ortaya çıkmıştır. Foto başlatıcı ve doldurucu partiköl içeren bis-GMA ve UDMA ile kompozit rezinlere benzemektedir. Doldurucu olarak cam iyonomer simanın tozu içerisinde bulunan alüminoflorosilikat cam içermektedir. Fiziksel ve estetik özellikleri kabul edilebilirdir, ancak boyutsal stabiliteleri düşüktür. %5'lik hacimsel büzölme göstermektedir. Reaksiyon foto başlatıcı ile başlamakta ve sonrasında su emilimi ve asit baz reaksiyonu görölmektedir. Bu reaksiyon sırasında limitli şekilde iyon salınımı oluşmaktadır. Fakat bu duruma eşlik eden su emilimi, fiziksel özelliklerde düşüşe neden olacaktır [191].

Kompozit rezinlerin kompozisyonları temel alınarak farklı sınıflamalar yapılmıştır [192]. Makro dolduruculu kompozitler (0,1-100  $\mu$ ), mikro dolduruculu kompozitler (0,04  $\mu$ ) ve hibrit kompozitler (farklı boyutlarda doldurucular) olarak sınıflanmaktadırlar [193]. Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler, diş hekimliğinde kullanılan rezin bazlı kompozitlerin özelliklerini geliştirmiştir. Bu gelişmeler, nano dolduruculu ve nano hibrit rezin bazlı kompozit rezinlerin oluşturulmasını sağlamıştır. Hibrit kompozitlerde doldurucu partiköl boyutu 8-30  $\mu$ m aralığında ve mikro hibrit kompozitlerde 0,7-3,6  $\mu$ m aralığında iken, nano dolduruculu rezin bazlı kompozitlerde 5-100  $\mu$ m aralığındadır [194].

### **2.16. Tamir Kompozitinin Seçiminde Etkili Faktörler**

Kompozit rezinler, seramik kırıklarının tamiri amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Uygun renkte kompozit rezin estetik görünüm ve kolay manipölasyon gibi avantajları nedeni ile tercih edilen materyal olmuştur [195]. Tamir arayüzünün bağlantı dayanımı, restorasyonun klinik olarak uzun ömürlülüğünü belirlemektedir [196]. Bu bağlantıyı sağlayan tamir materyali, minimal termal ekspansiyon katsayısına ve minimal polimerizasyon büzölmesine sahip olmalıdır [4]. Tamir kompoziti, restorasyon ile iyi bir renk uyumu göstermelidir [142]. Ayrıca estetiğin sağlanması ve plak birikiminin önlenmesi için üstün yüzey pürüzlülüğüne sahip olmalıdır [195]. Çalışmalarda kullanılan kompozit rezin tipinin

seramiğe olan bağlanma dayanımını etkileyeceği gösterilmiştir [4, 142]. Tamir kompozitinin doldurucu içermesinin yanısıra; makro dolduruculu, hibrit ya da mikro dolduruculu formda olması, başka bir deyişle partikül boyutu tamir başarısını etkileyebilmektedir [166, 195]. Tamir edilen restorasyonların kuvvete karşı dirençli olmaları gerekmektedir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin (FRC) kullanımı tamir yapısının güçlendirilmesi açısından bir alternatif olabilmektedir. Tamir kompozitin güçlendirilmesi için kırık hattına kompozit uygulaması öncesinde cam fiber yapı çift kat olarak uygulanabilmektedir. Özcan ve diğerleri [111], çeşitli yüzey işlemleri sonrasında tamir kompoziti altına cam FRC uygulayarak, cam fiber uygulamasının bağlanma dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. FRC uygulamasının en yüksek bağlantı değeri sağladığını bildirmişlerdir.

### **2.17. Kompozit Rezin - Seramik Bağlantı Dayanım Değerleri**

Tamir metodlarının, tam seramik restorasyonlarda görülen üst yapı porseleni ile sınırlı kalan porselen kırığı ile ilgili uzun dönem klinik performansı bilinmemektedir. Seramik tamir sistemlerinde, minimum kesme bağlantı dayanım değerlerine ilişkin kesin bir veri bulunmamaktadır [142]. Fakat, kompozitin asitlenmiş mineye bağlantı dayanımı 15-30 MPa değerleri arasındadır. Kompozit restorasyonlar ve asitlenmiş mine yüzeyi arasındaki bağlantının bozulması, klinik olarak nadir görülen bir durum olması nedeniyle, bu bağlantı dayanım aralığı klinik olarak altın standart olarak düşünülebilmektedir [115]. Bununla birlikte; materyaller için gerekli olan ideal bağlantı değeri, rapor edilen çalışmalardaki ortalama bağlantı dayanım değeri aralığı olan 16-24 MPa aralığında bulunmalıdır. Literatürde, rapor edilen ortalama çiğneme kuvveti, 2,03-84,6 kg (20-830 N)'dır. Kesici alandaki ortalama çiğneme kuvveti 15,8-22,6 kg (155-222 N) aralığındadır ve molar bölgede 84,6 kg (830 N) değerlerine kadar ulaşmaktadır. Dayanım, çiğneme kuvvetinin çiğneme alanına olan oranı ( $\text{Dayanım} = F/A$ ) olarak değerlendirildiği için ağız içi tamir materyalleri için gerekli olan minimum bağlantı değeri 8-9 MPa olarak kabul edilebilmektedir [142]. Blum ve diğerler [82] yaptıkları çalışmada kumlama ile yüzey şartlandırmanın sağlandığı bir ağıziçi tamir sistemi olan ağız içi silikat kaplama (Cojet) sistemi ile en iyi bağlanma dayanımı sonucunu elde etmişler; fakat, bu değer Matsumura ve diğerlerinin [197] tahmin edilebilir uzun dönem klinik başarı için öne sürdükleri 10 MPa'lık değerinin altındadır. Bu nedenle, bu tamir sistemleri uzun dönem klinik sonuçlar elde edilene kadar geçici olarak kullanım ile sınırlıdır.

## **2.18. Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri**

Oral çevre stresleri altındaki bağlantı dayanım değerleri, materyallerin klinik öngörülebilirlikleri için önem taşımaktadır. Ağız içindeki fonksiyonları sırasında materyaller çeşitli streslere maruz kalmaktadırlar [4]. Seramik-kompozit bağlantısı ağız içi koşullar nedeniyle mekanik, termal ve kimyasal etkilere karşı hassastır. Bu etkilerin laboratuvar ortamında taklit edilmesi, bağlantı prosedürünün uzun dönem dayanıklılığının belirlenmesinde sonuca ulaşılabilmesi için zorunludur [166]. İn vitro olarak bağlantının test edildiği örneklerde; uzun dönem suda bekletme, yapay tükrük içerisinde bekletme, termosiklus uygulanması ve mekanik siklus ile yaşlandırma materyallerin in vivo kullanımları için uygunluklarını öngörmek [4], yaşlanmayı ve bağlantı arayüzündeki stresi simüle etmek [166] amacıyla kullanılan kabul görmüş rutin test yöntemleridir [4].

### **2.19. Suda Bekletme ile Yaşlandırma**

En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniğidir. Örneklerin belirli bir süre 37 °C suda bekletilmesi ile uygulanmaktadır [198]. Suda bekletme ile yaşlandırma süreci bir çok farklı sürelerde uygulanması ile birlikte bu süreç günler veya aylar sürebilmektedir [199].

#### **2.19.1. Yapay tükrük içerisinde yaşlandırma**

Örneklerin yapay tükrük içerisinde farklı ısı ve sürelerde bekletilmesi ile yapay olarak yaşlandırılması prosedürüdür [82, 200].

#### **2.19.2. Termosiklus ile yaşlandırma**

İN vitro olarak uygulanan termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırma materyallerin in vivo kullanımlarının uygunluklarını belirlemek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Termosiklus uygulaması, seramik ve kompozit bağlantı bölgesine su difüzyonunu hızlandırmaktadır. Isısal değişim, farklı termal genişleme katsayıları nedeniyle iki materyal arasında stres oluşturmaktadır [4]. Sıklıkla 5-55 °C olmakla birlikte farklı ısısal değişim parametreleri ile yaşlandırma işlemidir [4, 197, 201]. İn vivo ısı değişimleri; siklus sayısı, suya daldırma süresi ve su banyoları arası transfer süresi gibi birçok değişken ile taklit edilmektedir [109, 202].

### **2.19.3. Mekanik siklus ile yaşlandırma**

Ağız içerisinde oluşan stresleri mekanik yollarla taklit etme yöntemidir. Çiğneme simülatörü gibi cihazlar ile dikey ve lateral hareketler taklit edilerek yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır [198, 203].

## **2.20. Seramik ve Rezin Arasındaki Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde**

### **Kullanılan Test Yöntemleri**

Rezin bazlı materyallerin seramiklere bağlantı dayanımlarının değerlendirilmesi için, gerilim (tensile), mikrogerilim (microtensile), makaslama (shear) ve mikromakaslama (microshear) gibi birçok bağlanma testi yöntemi önerilmektedir [41,51]. Bu yöntemler, adhezyon alanında kırık oluşana kadar stres oluşturmak amacı ile kuvvet uygulanmasını temel almaktadır. Bağlayıcı ve adherent arasındaki bağlantı dayanım değerinin doğru şekilde ölçülmesi için, uygulanan yöntemle ilişkili olmaksızın en fazla stres oluşan alanın bağlantı arayüzü olması kritiktir [205]. Kullanılan yöntemlerde; örnek geometrisi, bağlantı yüzey alanı, yükleme konfigürasyonu ve kullanılan kompozit tipi bağlantı arayüzünde farklı stres dağılımları oluşturabilmektedir [206].

#### **2.20.1. Gerilim testi**

Gerilim testlerinde bağlanma arayüzüne dik yönde etki eden kuvvet ile bağlantı kırılmaktadır [207]. Geleneksel gerilim testleri, örnek sabitletmesindeki zorluk ve bağlantı arayüzünde heterojen stres oluşumuna eğilim gibi bazı limitasyonlara sahiptir [205]. Heterojen stres oluşumu nedeniyle genellikle koheziv kırık oluşmaktadır. Bu sonuç, materyaller arasındaki doğru dayanım değerinin belirlenmesini önlemektedir [208].

#### **2.20.2. Mikrogerilim testi**

Mikrogerilim testleri, geleneksel gerilim testlerine kıyasla örneklerin sabitletmesinin daha kolay oluşu, bağlantı arayüzünde homojen stres dağılımı sağlanabilmesi, bağlantı dayanımlarının değerlendirilmesi ve kıyaslanmasının daha hassas olması gibi avantajlara sahiptir [206, 209]. Konvansiyonel gerilim ve makaslama gerilim testlerinde bağlantı arayüzünde oluşan homojen olmayan stres dağılımı nedeni ile mikro gerilim testi tercih edilebilmektedir [166]. Mikrogerilim test yönteminde özellikle dış yüzeylerindeki

1mm<sup>2</sup>'lik küçük bir yüzey alanı kullanılmaktadır. Daha küçük yüzey alanı ile uygulanması nedeniyle genellikle dış-bağlayıcı bağlantı çalışmalarında kullanılmaktadır. Mikrogerilim testinin küçük alanlardaki ölçümlerde etkili bir teknik olmasına karşın, özellikle seramik örneklerin hazırlanması oldukça hassas ve zaman alıcıdır [210].

### **2.20.3. Makaslama testi**

Makaslama testlerinde; iki yapı arasındaki bağlanma yüzeyine paralel yönde etki eden kuvvet ile bağlantı kırılmaktadır [207]. Makaslama testi mikro gerilim testine kıyasla örnek hazırlanması ve test protokolü kolay bir yöntemdir [211]. Bağlanma dayanımının belirlenmesinde birçok teknik kullanımı tanımlanmasına karşın makaslama testi en popüler ve en sık kullanılan tekniktir. Sık kullanımı nedeniyle literatür desteği ve veri kıyaslama kolaylığı da sağlamaktadır [166, 210, 212]. Makaslama testleri bağlanma alanında homojen olmayan stres dağılımına sebep olmaları nedeniyle eleştirilmektedir. Homojen olmayan stres, bağlantı kaybının adeziv alanda değil tek bir materyal bünyesinde (koheziv) başlamasına neden olmaktadır. Bu durum beklenenden düşük bağlanma değeri oluşumuna ya da sonuçların yanlış yorumlanmasına sebep olabilmektedir [205].

### **2.20.4. Mikromakaslama testi**

Konvansiyonel makaslama testi yerine materyalin küçük bir alanında bağlanma dayanımının ölçülmesini sağlayan bir test tekniği geliştirilmiştir [210]. 'Mikrobağlanma' ya da 'mikromakaslama' olarak isimlendirilmektedir. Aynı örnek üzerinde çoklu ölçüm yapılabilmektedir [196, 211]. Mikrogerilim testi ile kıyaslandığında mikromakaslama testinde bağlanma işlemi sonrasında örneklerin trimlenmesi gerekmemektedir. Bu durum örneklerde oluşabilecek prematür mikrokırıkları önlemektedir [211]. Ayrıca, özellikle siman gibi kırılğan materyallerin kullanıldığı ve çok sayıda örneğin hazırlanması gereken durumlarda bu test yönteminin kullanımı oldukça kolaydır [210].

## **2.21. Seramik Yüzeylerinin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler**

Çağımızda hızlı gelişen teknoloji ile araştırmacıların mikrometreler ve hatta daha küçük ölçümlerde çalışmalar ve incelemeler yapmaları ve daha doğru şekilde sonuçlar ortaya koymaları hem mümkün hem de gerekli olmuştur [213]. Yüzey özelliklerinin

değerlendirilmesi konusunda birbirine karşı çeşitli avantajları ve dezavantajları olan farklı yöntemler kullanılabilir. Bu yöntemler yüzey profil analizi gibi kantitatif değerlendirmeler, optik ve mikroskobik metotlar gibi kalitatif değerlendirmeler ve atomik kuvvet mikroskopunda olduğu gibi hem kalitatif hem de kantitatif değerlendirmeler şeklinde olabilmektedir [214, 215].

Işık mikroskobu, seramik yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan mikroskobik yöntemlerden biridir. İnsanın iki gözü ile gördüğü görüntüleri birleştirerek 3 boyutlu görüntüyü algılaması gibi ışık mikroskopları da 2 farklı optik yol ile mikroyapıda perspektif görüş sağlar. İki adet açılı optik yol ile görüntü elde eden Greenough tipi ve aynı hedefe odaklanan iki farklı perspektifte optik kanalı olan Ortak Ana Hedef tipi (Common Main Objective–CMO) olmak üzere 2 tipi vardır. Her iki tip de elektronik ya da bilgisayarlı bir ekipman gerektirmeden 3 boyutlu görüntü sağlayabilen ekipmanlardır. Oldukça geniş kullanım alanına sahip olması ve kullanım avantajları sebebiyle yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemidir [216]. Bu özellikleri ile materyallerin yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi için sıklıkla kullanılmaktadır [121, 217].

Bağlanma dayanımı testlerinde, kırık tiplerinin değerlendirilmesinde ışık mikroskobu gibi farklı görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır [209]. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. Elektron demeti örnek üzerine yansıtıldığında, yüzeydeki farklı bölgelerde yapısal değişimler sebebiyle farklı ikincil elektronlar ve arka plan elektronları yansır. Bu yansıyan sinyallerin algılanması ile yüksek çözünürlükte bir görüntü oluşturulur [213]. Dijital görüntü analizi yöntemleri ile birlikte SEM kullanılması görüntülerde oldukça iyi alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir. Birçok çalışmada seramik yüzeylerinin morfolojisini, yüzey işlemlerinin yarattığı yüzeydeki mikroyapısal değişiklikleri, seramik-rezin bağlantısını ve kırılma tiplerini incelemek için SEM analizi kullanılmıştır [77, 218]. Seramikler yalıtkan materyallerdir ve SEM analizi yapılabilmesi için yüzeye iletken bir kaplama yapılmasını gerektirir [219]. Bunun için ince bir tabaka altın püskürtülerek iletken kaplama oluşturulması gerekmektedir [185].

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; feldspatik seramik, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit seramik, lityum disilikat cam seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, farklı bağlayıcı sistemler ve kompozit rezinler ile seramikler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi yaşlandırma işlemi sonrasında değerlendirildi.

Çalışma basamakları:

1. Örneklerin hazırlanması
2. Örneklerin akrilik rezine gömülmesi
3. Örneklerin tesviyesi
4. Örneklere yüzey işlemlerinin uygulanması
5. Örneklerin yüzeylerine kompozit rezin uygulanması
6. Örneklerin yaşlandırılması
7. Makaslama (shear) testinin yapılması
8. Tüm örneklerin ışık mikroskobunda incelenmesi
9. Örneklerin taramalı elektron mikroskobunda (SEM) incelenmesi
10. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi

şeklinde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada kullanılan test materyalleri ve özellikleri Çizelge 3.1'de, çalışmada kullanılan cihazlar ise, Çizelge 3.2' de verildi.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan test materyalleri

Materyal	Materyal İçeriği	Lot No	Üretici Firma
Ultradent Porcelain Etch	%9'luk hidroflorik asit	B856T	Ultradent Products Inc, ABD
Ultradent Silan	Metakriloksipropil trimetoksi silan	BBSVP	Ultradent Products Inc, ABD
Clearfil Majesty ES-2 (A2)	Işıkla polimerize olan nanodoldurucu içeren restoratif kompozit rezin	170032	Kuraray Noritake Dental Inc, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya
Clearfil Universal Bond	MDP içerikli ışıkla polimerize olan tek komponentli bağlanma ajanı	3D0006	Kuraray Noritake Dental Inc, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya
Clearfil Ceramic Primer	3-MPS, 10-MDP içerikli tek komponentli silan kaplama ajanı	930004	Kuraray Noritake Dental Inc, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya
Korox	50 µm'lik Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kum	1417162 0912	Bego, Bremen, Almanya
IPS e.max CAD, LT A2/C14	Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok (SiO <sub>2</sub> %57-80, Li <sub>2</sub> O %11-19, K <sub>2</sub> O %0-13, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> %0-11, ZrO <sub>2</sub> %0-8, ZnO %0-8, diğerleri ve renklendirici oksitler %0-12)	T27280	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
IPS e.max Zir-CAD MO2 C15	İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok (ZrO <sub>2</sub> %87-95, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %4-6, HfO <sub>2</sub> %1-5, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %0-1)	T29204	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
IPS e.max Ceram ZirLiner 1	Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (SiO <sub>2</sub> %50-60, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %16-22, Na <sub>2</sub> O %6-11, K <sub>2</sub> O %4-8, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , CaO, F %2,5-7,5, diğer oksitler %1,5-8 ve pigmentler %0,1-3)	T15996	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
IPS e.max Ceram ZirLiner Allround Build-Up Liquid	Su, bütandiol ve klorid	T09465	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
IPS e.max Ceram Dentin A2/TI1	Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (SiO <sub>2</sub> %60-65, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %8-12, Na <sub>2</sub> O %6-9, K <sub>2</sub> O %6-8, ZnO %2-3, CaO, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , flor %2-6, diğer oksitler %2-8,5 ve pigmentler %0,1-1,5)	T21047	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
IPS e.max Ceram Allround Build Up Liquid	Su, propilen glikol, bütandiol ve klorid	R69399	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Vita Suprinity A2 T-LS -14	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok (SiO <sub>2</sub> %56-64, Li <sub>2</sub> O %15-21, K <sub>2</sub> O %1-4, ZrO <sub>2</sub> %8-12, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> %3-8, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %1-4, CeO <sub>2</sub> %0-4, pigmentler %0-6)	51367	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya

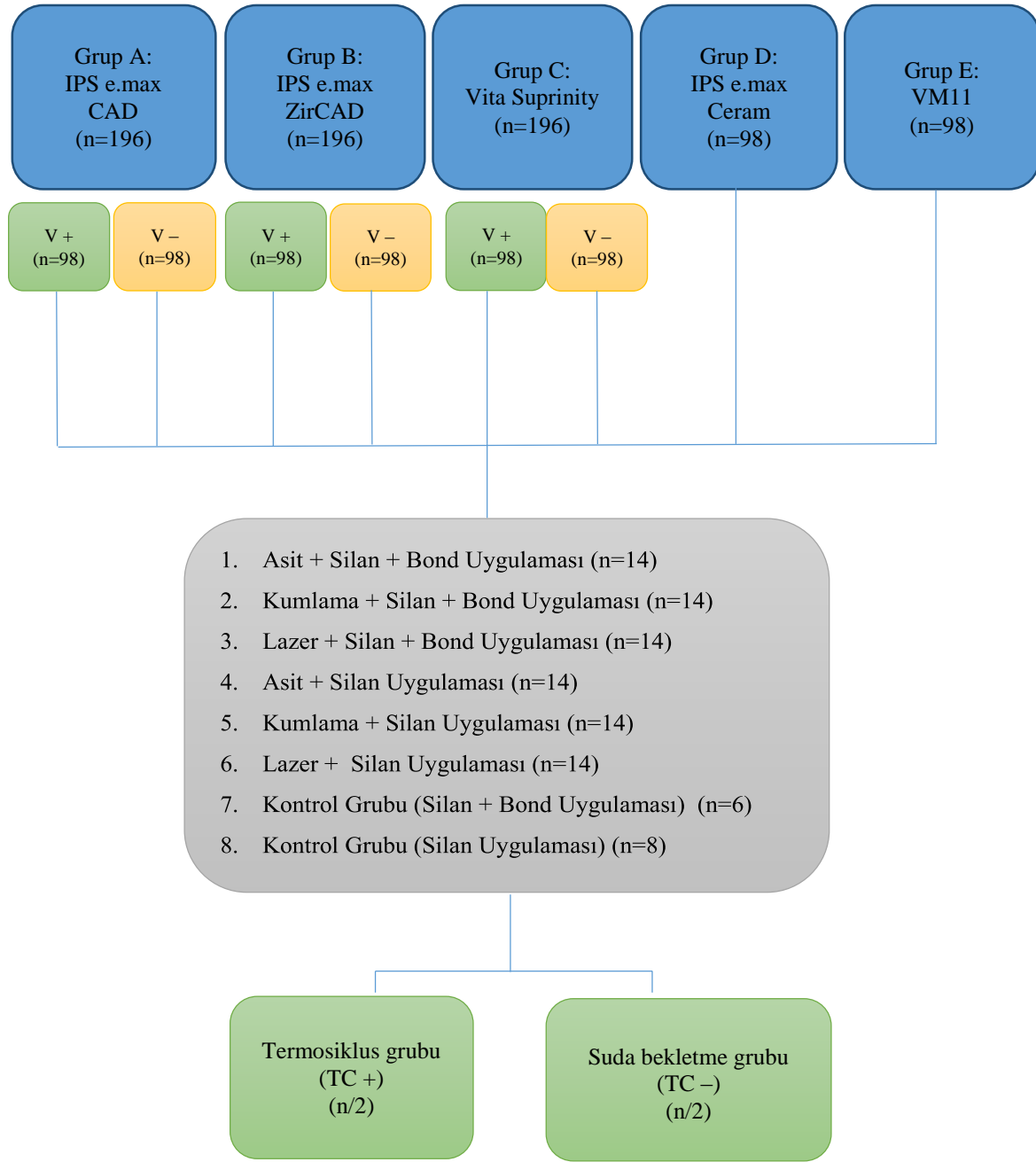
Çizelge 3.1. (devam). Çalışmada kullanılan test materyalleri

Materyal	Materyal İçeriği	Lot No	Üretici Firma
Vita VM11 Transparan Dentin A2	Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (SiO <sub>2</sub> %62-65, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %8,5-12, Na <sub>2</sub> O %5-7,5, K <sub>2</sub> O %9-12, CaO %1-2, ZrO <sub>2</sub> <%1, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %4-6)	0124	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Vita Low Fusing Modelling Liquid	Su, propilen glikol, bütandiol ve klorid	33780	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
IsoMet™ Diamond Wafering Blades	Elmas Kesici Disk, (15LC, 11-4255, 127x0.4mm)	L114255-R3	Buehler, Lake Bluff, Illinois, ABD
Water Lase Laser Tips (MGG6-6)	Safir lazer ucu	4002002	Biolase, Inc., 4 Cromwell Irvine, CA, ABD
Cool	Kesme likiti ve antikoroziv	109001	Buehler, Düsseldorf, Almanya

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici Firma
Hassas Kesme Cihazı	Isomet®1000, Buehler Precision Saw, Illinois, ABD
Dijital Kumpas	Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD
Ekstromat	AS-CD-105, Ankara, Türkiye
Zımparalama ve Polisaj Cihazı	Metkon Gripo® 2V Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye
Porselen Fırını	Ivoclar Vivadent, Programat EP 3000, Schaan, Liechtenstein
Sinterleme Fırını	Sirona Dental Systems GmbH, Fabrikstr Bensheim, Almanya
Torna cihazı	Ostim, Ankara, Türkiye
Ultrasonik Temizleyici	Bandelin Sonorex, Bandelin Electronic GmbH & Co. KG, Berlin, Almanya
Lazer Cihazı	WaterLase iPlus™, Biolase Technology Inc, Irvine, CA, ABD
Kumlama Cihazı	Rotaks-Dent Dişçilik San. ve Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye
Işık Cihazı	Valo, LED, Ultradent Products Inc, ABD
Etüv Cihazı	Kottermann Labortechnik, W. Almanya
Termosiklus	SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya
Universal Test Cihazı	(Llyod Universal Testing Machine, AMETEK, Inc., Hampshire, İngiltere)
Işık Mikroskobu	Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya
Altın-palladyum Kaplama Ünitesi	Sputter Coater SC7620, Polaron, VG Microtech, İngiltere
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	JEOL, JSM-6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya

Çalışma için oluşturulan test grupları şematik olarak Şekil 3.1' de gösterildi. Çalışmada toplam 784 örnek hazırlandı. Veneer uygulanan gruplar (V+), veneer uygulanmayan gruplar (V-) şeklinde kısaltıldı.



Şekil 3.1. Çalışma için oluşturulan grupların şematik görüntüsü

### 3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

#### 3.1.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlaması (Grup A)

Bu çalışmada kullanılan lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örnekleri IPS e.max CAD LT A2 C14 bloklardan (Resim 3.1) üretildi.

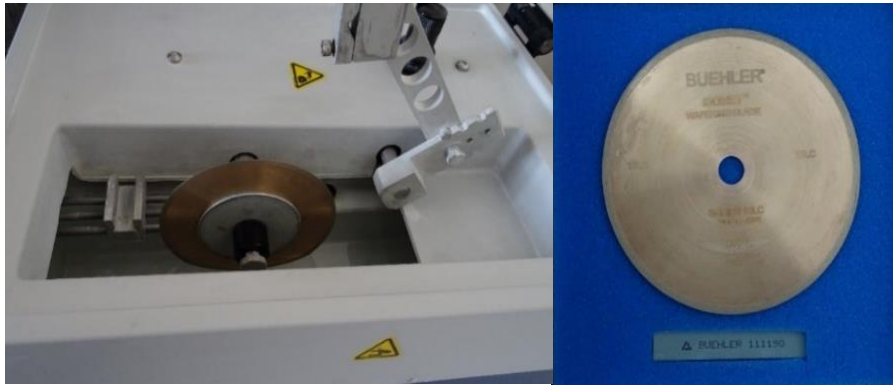


Resim 3.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok

Test örnekleri, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM bloğunun yüzeyinden hassas kesme cihazı (Resim 3.2) ile elmas kesici disk (Resim 3.3) kullanılarak kesildi. İşlem sırasında korozyon önleyici kesme likiti kullanıldı. 200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında dikey kesim yapılarak 12x12x18 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması elde edildi.



Resim 3.2. Hassas kesme cihazı



Resim 3.3. Elmas kesici disk (15LC, 11-4255, 127x0,4mm)



Resim 3.4. 3 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x12x3 mm boyutlarında lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması



Resim 3.5. Porselen fırını

Elde edilen bloktan 3 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x12x3 mm boyutlarında 196 adet test örneği hazırlandı (Resim 3.4). Örneklerin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile düzeltildikten sonra basınçlı buhar ile temizlendi. 196 adet lityum disilikat cam seramik örnek, veneer materyali uygulanacak (V+) ve uygulanmayacak (V-) örnekler olarak iki gruba ayrıldı. Veneer materyali uygulanmayacak 98 adet lityum disilikat cam seramik örnek porselen fırınında (Resim

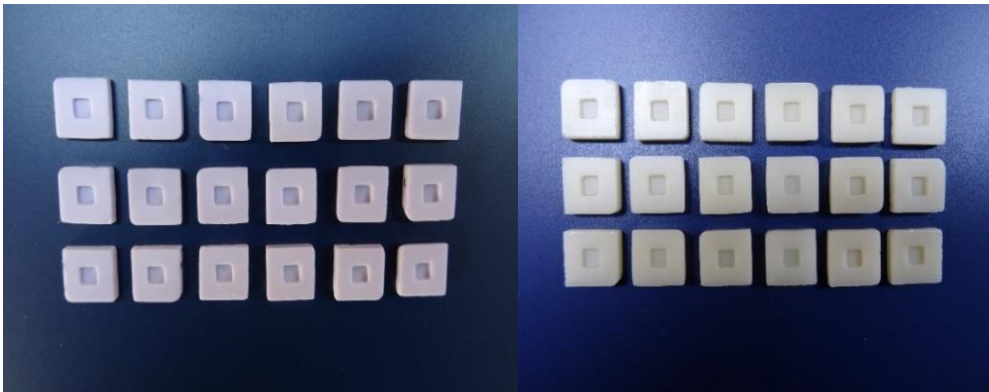


Veneer materyali uygulanacak 98 adet lityum disilikat cam seramik örneğin merkezine torna cihazı kullanılarak su soğutması altında 4x4 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde kaviteler açıldı (Resim 3.8 ve Resim 3.9). Örnekler buhar basıncı ile temizlendi.



Resim 3.8. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin merkezine torna cihazı kullanılarak kavite açılması

Hazırlanan kavitelere lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok materyali ile uyumlu düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik veneer materyali (Resim 3.10) uygulandı (Resim 3.11) ve üretici firma önerileri doğrultusunda Çizelge 3.4’de gösterilen değerler kullanılarak fırınladı. Porselen bünyesinde oluşan %20’lik büzülme nedeniyle ikinci kez porselen ilavesi yapılarak örnekler yeniden fırınladı. İkinci fırınlama sonrasında taşkın yüzeyler kırmızı bantlı porselen bitim frezi ile düzeltildi (Resim 3.12).



Resim 3.9. Kavite açılmış lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası görünümü



Resim 3.10. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik



Resim 3.11. Hazırlanan kavitelere lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok materyali ile uyumlu düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik uygulanması



Resim 3.12. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik veneer materyali uygulanmış lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örnekleri

Çizelge 3.4. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram) veneer materyali fırınlama prosedürü

Hazırlık ısısı (°C)	403
Ön kurutma süresi (dk)	4:00
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	50
Fırınlama derecesi (°C)	750
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	1:00
Vakum başlangıcı <sup>1,2</sup>	<sup>1</sup> 450- <sup>2</sup> 749

### 3.1.2. İttriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması (Grup B)

Bu çalışmada kullanılan itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok test örnekleri 14,5x15,5x18,5 mm boyutunda IPS e.max Zir-CAD MO2 C15 bloklardan (Resim 3.13) üretildi.



Resim 3.13. İttriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok

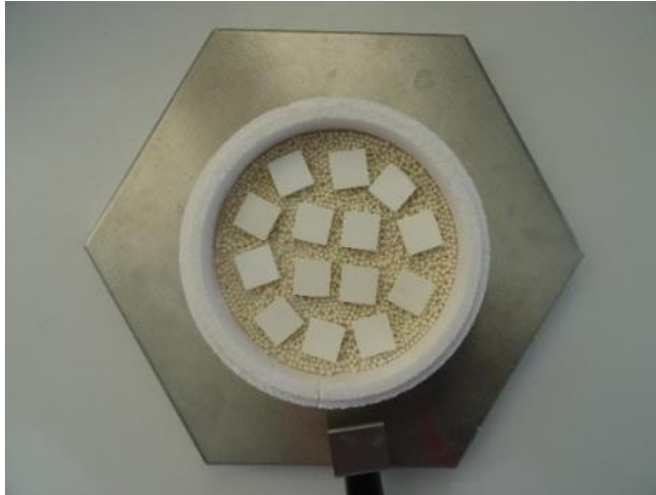
Sinterleme işlemi sonrasında büzülme olacağı için büzülme oranının kesinleştirilebilmesi amacıyla yapılan ön çalışmada hazırlanan örneklerde büzülme oranı %20 olarak tespit edildi. İttriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blokta öncelikle 14,5x15,5 mm olan yüzeyden dik bir şekilde hassas kesme cihazı (Resim 3.2) ile kesim alındı. 3,75 mm kalınlığında ve 15,5 mm uzunluğunda dilimler bloktan ayrılmayacak şekilde oluşturuldu.

Daha sonra 15,5x18,5 mm olan yüzeyden 15 mm ilerlenip, oluşturulan kesitlere dik kesim yapıldı (Resim 3.14). Böylece 15,5x15,5x3,75 mm boyutlarında 196 adet örnek hazırlandı. Örneklerdeki çapaklar kırmızı bantlı porselen bitim frezi ile düzeltilerek örnek boyutları 15x15x3,75 mm ebatına düşürüldü. Örnekler basınçlı buhar ile temizlendi. 196 adet itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örnek, veneer

materyali uygulanacak (V+) ve uygulanmayacak (V-) örnekler olarak iki gruba ayrıldı. Veneer materyali uygulanmayacak 98 adet itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örnek (Resim 3.15) sinterleme fırınında (Resim 3.16) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Çizelge 3.5’de gösterilen değerler kullanılarak sinterlendi. Sinterleme sonucunda 12x12x3 mm ebatında örnekler elde edildi.



Resim 3.14. 15,5x15,5x3,75 mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması



Resim 3.15. İtريyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok test örneklerinin fırınlama öncesi görünümü



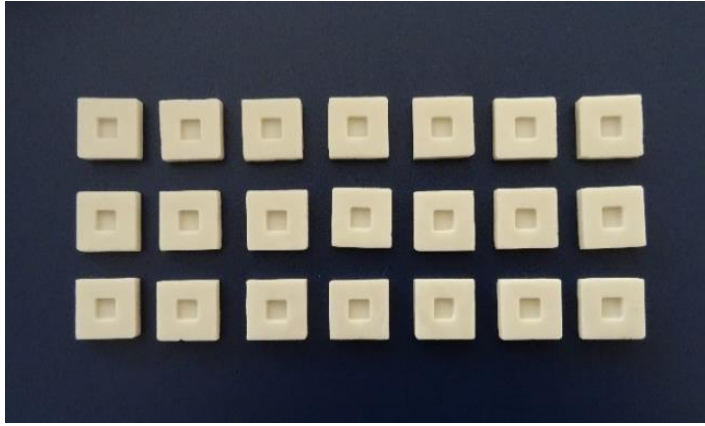
Resim 3.16. Sinterleme fırını

Çizelge 3.5. İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok sinterleme prosedürü

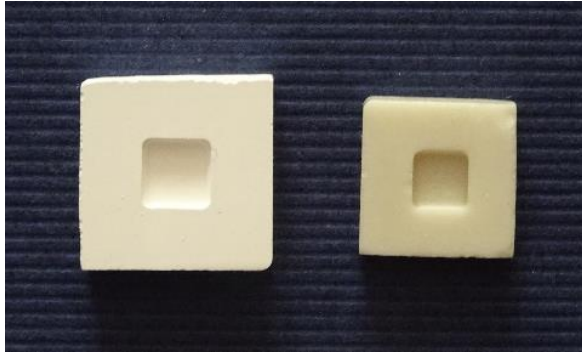
Hazırlık ısısı (°C)	403
Ön kurutma süresi (dk)	0:18 dk
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	65
Fırınlama derecesi (°C)	1050
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	15:00
Soğutma (°C)	750
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı düşüş derecesi (°C)	25

Veneer materyali uygulanacak 98 adet itiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneğin merkezine torna cihazı kullanılarak su soğutması altında 5 x 5 mm genişliğinde ve 1,25 mm derinliğinde kaviterler açıldı. Örnekler basınçlı buhar ile temizlendi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılan sinterleme işlemi sonucunda %20 oranında büzülme ile 4x4 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde kaviterler elde edildi (Resim 3.17 ve Resim 3.18). İtiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok ve düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik veneer materyali arasındaki bağlantının kuvvetlendirilmesi amacıyla üretici önerileri doğrultusunda temiz itiryum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok yüzeyine düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram ZirLiner) (Resim 3.19) toz likit karışımı uygulandı ve üretici firma önerileri doğrultusunda Çizelge 3.6'da gösterilen değerlere göre fırınılandı. ZirLiner uygulanan kavitelere itiryum ile stabilize zirkonyum

oksit CAD/CAM blok materyali ile uyumlu düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik veneer materyali uygulandı ve üretici önerileri doğrultusunda Çizelge 3.4’de gösterilen değerlere göre fırımlandı. Porselen bünyesinde oluşan %20’lik büzülme nedeniyle ikinci kez porselen ilavesi yapılarak örnekler yeniden fırımlandı. İkinci fırınlama sonrasında taşkın yüzeyler kırmızı bantlı porselen bitim frezi ile düzeltildi (Resim 3.20).



Resim 3.17. Kavite açılan itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örnekler



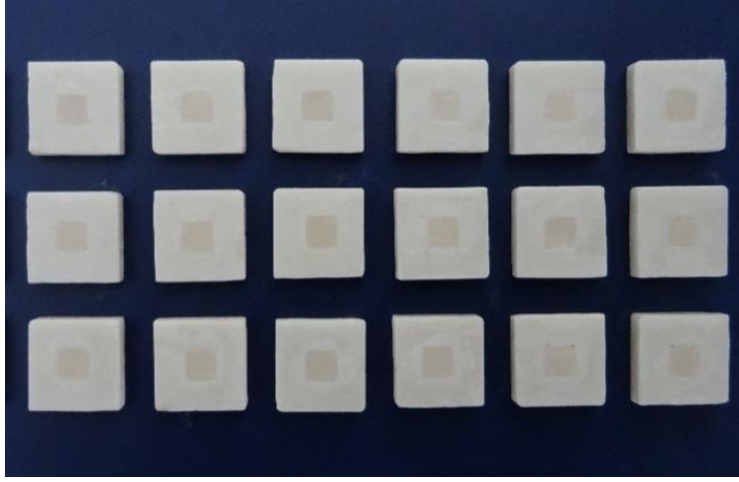
Resim 3.18. İtريyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok örneklerin sinterleme sonrası % 20 oranında büzülme görünümü



Resim 3.19. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik

Çizelge 3.6. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram ZirLiner) fırınlama prosedürü

Hazırlık ısısı (°C)	403
Ön kurutma süresi (dk)	4:00 dk
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	40
Fırınlama derecesi (°C)	960
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	1:00
Vakum başlangıcı <sup>1,2</sup>	<sup>1</sup> 450- <sup>2</sup> 959



Resim 3.20. Veneer porseleni uygulanan itriyum ile stabilize zirkonyum oksit seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama sonrası görüntüleri

### 3.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örneklerin hazırlanması (Grup C)

Bu çalışmada kullanılan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test örnekleri Vita Suprinity A2 T-LS -14 CAD/CAM bloklardan (Resim 3.21) üretildi.

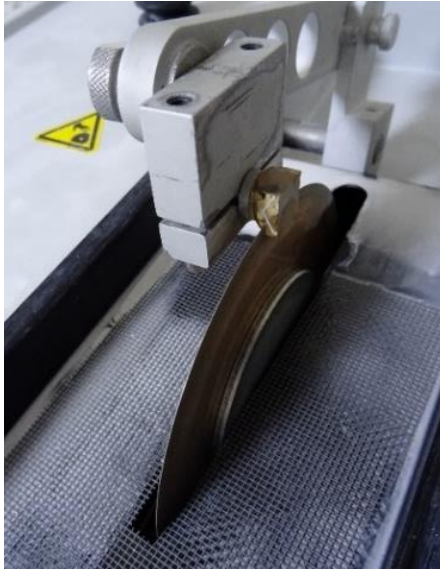


Resim 3.21. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok

12x14x18 mm boyutlarında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloğunun 14 mm eninde ve 18 mm boyunda olan yüzeyinden hassas kesme

cihazı (Resim 3.2) ile 200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında dikey kesim yapılarak 12x12x18 mm boyutlarında kesitlerin elde edildi.

Elde edilen bloktan 3 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x12x3 mm boyutlarında 196 adet dikdörtgenler prizması şeklinde örnek hazırlandı (Resim 3.22). Örneklerin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile düzeltildikten sonra örnekler buhar basıncı ile temizlendi. 196 adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örnek, veneer materyali uygulanacak ve uygulanmayacak örnekler olarak iki gruba ayrıldı. Veneer materyali uygulanmayacak 98 adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örnek porselen fırınında (Resim 3.5) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Çizelge 3.7'de gösterilen değerler kullanılarak fırınladı. Fırınlama sonucunda 12x12x3 mm boyutlarında test örnekleri elde edildi (Resim 3.23).



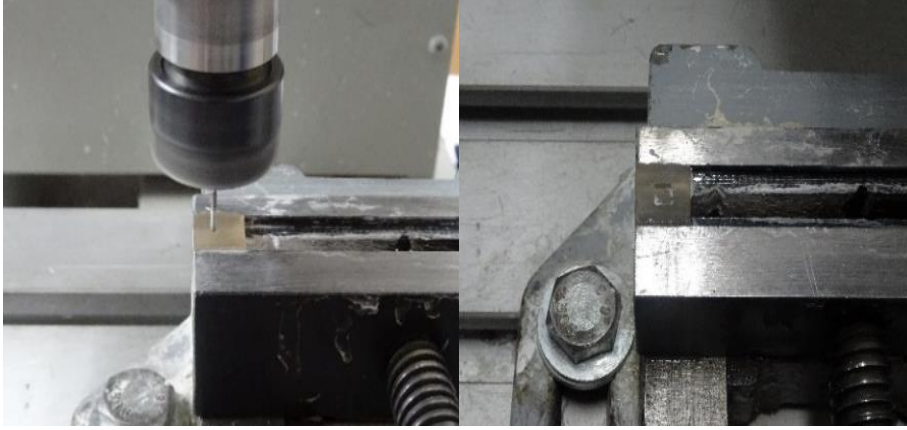
Resim 3.22. 3 mm'lik yatay kesitler alınarak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması

Çizelge 3.7. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloğun fırınlama prosedürü

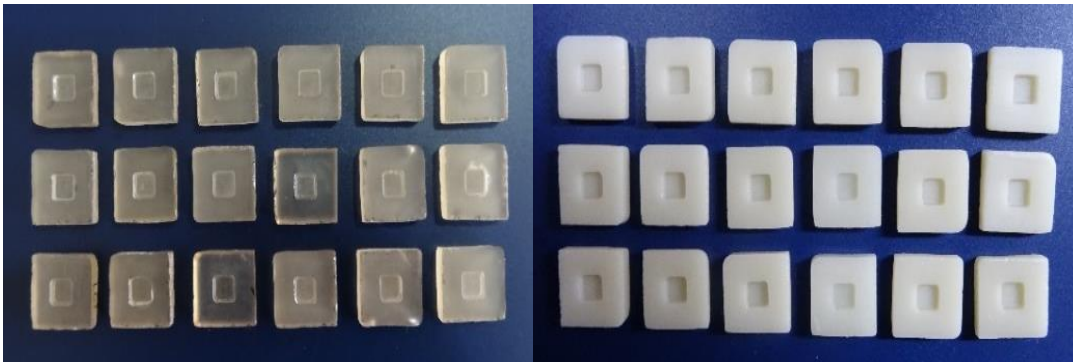
Hazırlık ısısı (°C)	400
Ön kurutma süresi (dk)	4:00 dk
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	55
Fırınlama derecesi (°C)	840
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	8:00
Vakum başlangıcı	1410 <sup>1</sup> - 2840 <sup>2</sup>
Soğutma (°C)	680



Resim 3.23. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin görünümü



Resim 3.24. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test örneklerinin merkezine torna cihazı ile kavite açılması



Resim 3.25. Kavite açılmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası görünümü

Veneer materyali uygulanacak 98 adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örneğin merkezine torna cihazı kullanılarak su soğutması altında 4x4 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde kaviteler açıldı (Resim 3.24). Örnekler basınçlı buhar ile temizlendi.

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılan fırınlama işlemi sonucunda 4x4 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde kaviteler elde edildi (Resim 3.25). Hazırlanan kavitelere zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok test materyali ile uyumlu veneer materyali (Resim 3.26) uygulandı (Resim 3.27) ve üretici firma önerileri doğrultusunda Çizelge 3.8’de gösterilen değerler kullanılarak fırınladı. Porselen bünyesinde oluşan %20’lik büzülme nedeniyle ikinci kez porselen ilavesi yapılarak örnekler yeniden fırınladı. İkinci fırınlama sonrasında taşkın yüzeyler kırmızı bantlı porselen bitim frezi ile düzeltildi (Resim 3.28).



Resim 3.26. Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (toz / likit)



Resim 3.27. Hazırlanan kavitelere zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok materyali ile uyumlu veneer materyali uygulanması

Çizelge 3.8. Düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (Vita VM11) fırınlama prosedürü

Hazırlık ısısı (°C)	400
Ön kurutma süresi (dk)	6:00
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	55
Fırınlama derecesi (°C)	800
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	1:00
Vakum süresi (dk)	7.16

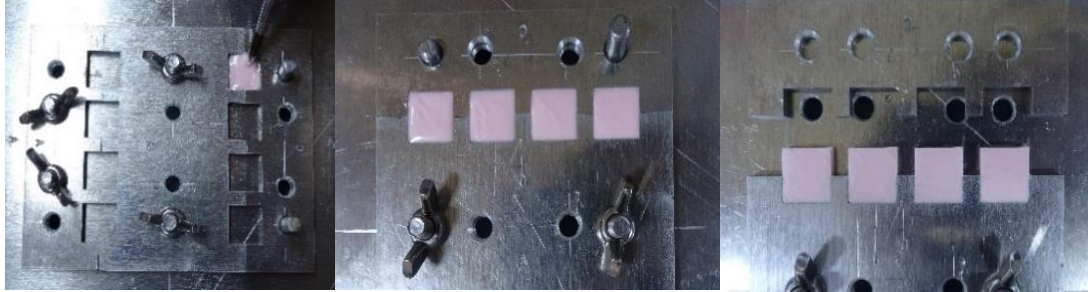


Resim 3.28. Veneer porseleni uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerin fırınlama sonrası görünüşleri

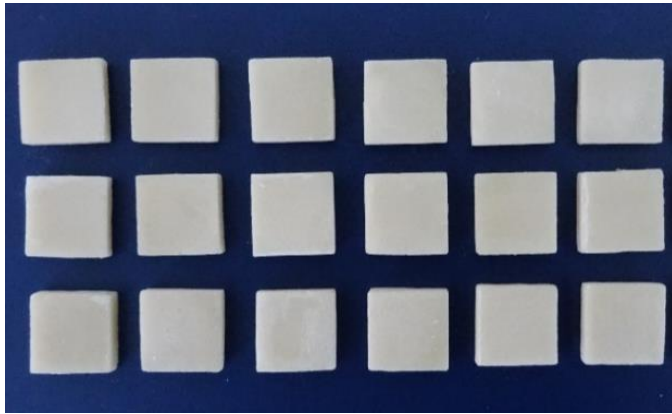
### 3.1.4. Veneer seramik örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan veneer seramik test örnekleri düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik ve düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik materyalleri kullanılarak hazırlandı. Veneer seramik örneklerin oluşturulması için 15x15x3,75 mm boyutlarında hazırlanmış olan alüminyum kalıp kullanıldı. Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik ve düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramiklerin fırınlama sırasındaki %20 oranındaki büzülmesi göz önünde bulundurularak kalıp içerisindeki kaviteler istenilen örnek ebatından %20 oranında büyük oluşturuldu. 12x12x3 mm boyutlarında seramik örneklerin oluşturulabilmesi için alüminyum levha üzerinde torna cihazı kullanılarak 15x15x3,75 mm boyutlarında kaviteler hazırlandı. Alüminyum kalıp yüzeyi lak (Silvera Isolant, Balkan LTD, Ankara) ile izole edildi. Toz likit karışımı hazırlanan seramik örnekler kalıpta şekillendirildikten sonra çıkartılıp üretici önerileri doğrultusunda Çizelge 3.4'de ve Çizelge 3.8'de belirtilen değerler ile fırınladı. 98 adet düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik ve 98 adet düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik (Resim 3.29) örnek hazırlandı. Test örnekleri basınçlı buhar ile temizlendi. Porselen bünyesinde oluşan %20 lik büzülme

sonucu oluşan örneklerin yeni boyutları torna cihazında 12x12x3 mm boyutlarında kavite hazırlanmış olan ikinci bir kontrol kalıbında kontrol edilerek standardizasyon sağlandı (Resim 3.30, Resim 3.31 ve Resim 3.32).



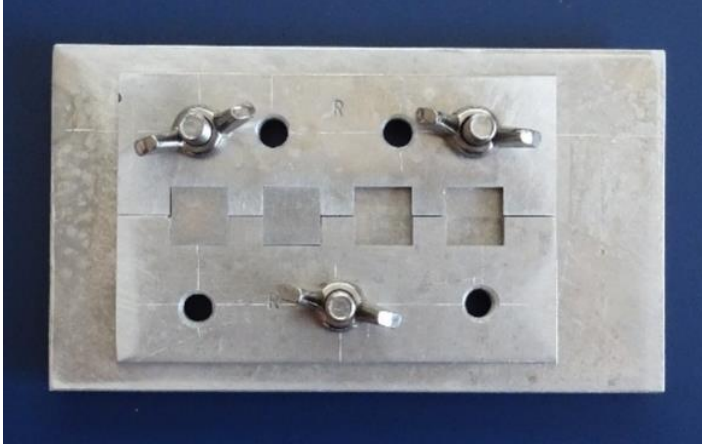
Resim 3.29. Veneer seramik test örneklerinin oluşturulması



Resim 3.30. Veneer seramik test rneklerinin (IPS e.max Ceram) fırınlama sonrası görünümleri



Resim 3.31. Veneer seramik test rneklerinin (VM11) fırınlama sonrası görünümleri



Resim 3.32. Seramik test örneklerinin boyutlarının standardizasyonu için üretilen alüminyum kalıp (12x12x3 mm)

### 3.1.5. Örneklerin akrile gömülmesi

Örnekler yüzey uygulamalarının yapılacağı yüzeyler açıkta kalacak şekilde otopolimerizan akrilik rezine gömüldü. Akrilik rezin blokların boyutları makaslama testinin yapılacağı universal test cihazının örnek tutucu alanı dikkate alınarak belirlendi.

Polietilen kalıp üzerinde torna cihazı kullanılarak 16x16x10 mm büyüklüğünde kaviterler açıldı (Resim 3.33). Kavite merkezine silindir şeklinde delikler açılarak örneklerin akrile gömme işlemi sonrasında kalıptan çıkarılmasının kolaylaştırılması sağlandı.



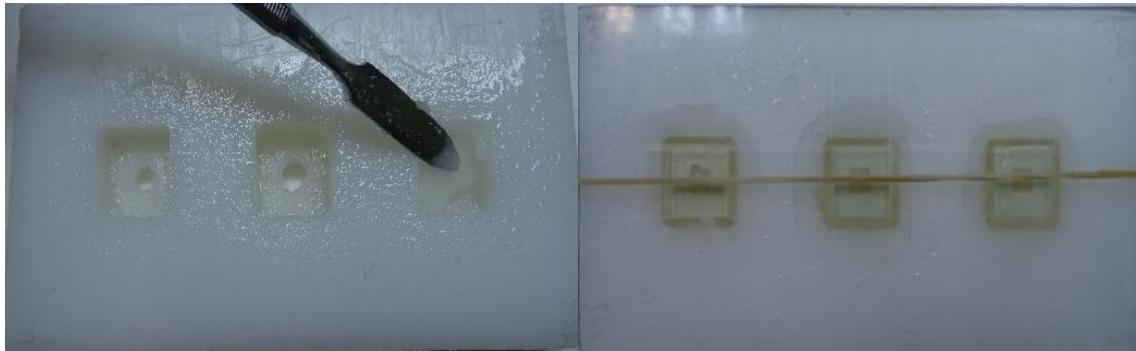
Resim 3.33. Polietilen kalıp ve torna cihazında hazırlanması

Kaviterler izolator kullanılarak izole edildi. Kalıp ölçüleri ile uyumlu şekilde kesilen cam parçaların üzerine örneklerin kavite merkezine yerleşmesini sağlamak amacıyla frez ile örnek şekline uygun çizim yapıldı. Örnekler bu çizim dikkate alınarak cama

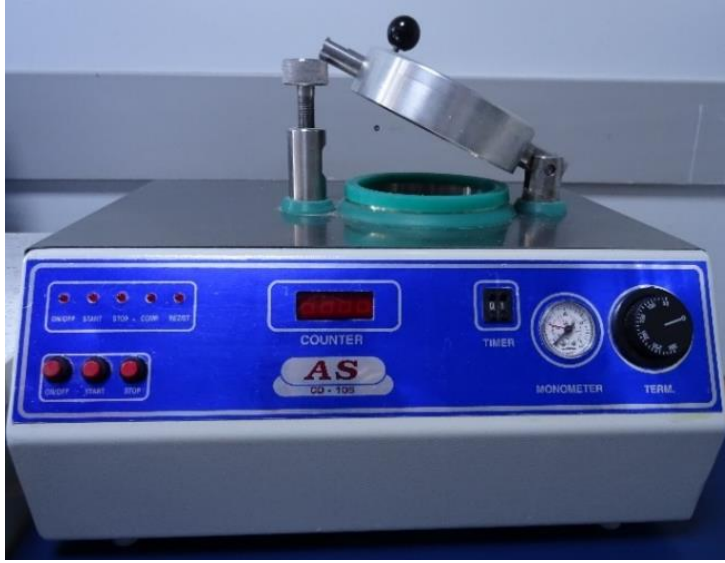
sabitlendi (Resim 3.34). Otopolimerizan şeffaf akrilik rezin kullanılarak hazırlanan akrilik karışım kalıp içerisine yerleştirildi ve üzerine örneklerin sabitlendiği cam parça kalıp üzerine yerleştirildi. Lastik yardımıyla kalıp-cam ilişkisi sabitlendi (Resim 3.35). Kavite merkezinde bulunan delikten taşan fazla akril temizlendikten sonra örnekler ekstromata (Resim 3.36) yerleştirilerek 60°C’de 4 atm basınçta 2 dk süre ile su içerisinde polimerize edildi. Örnekler kalıp içerisinde kavite merkezinde yer alan delikten itilerek çıkartıldı (Resim 3.37). Tüm örneklerin işlem yapılacak olan örnek yüzeyinin bulunduğu yüzey dışında kalan alanlarında akrilik rezine tesviye ve polisaj işlemi yapıldı.



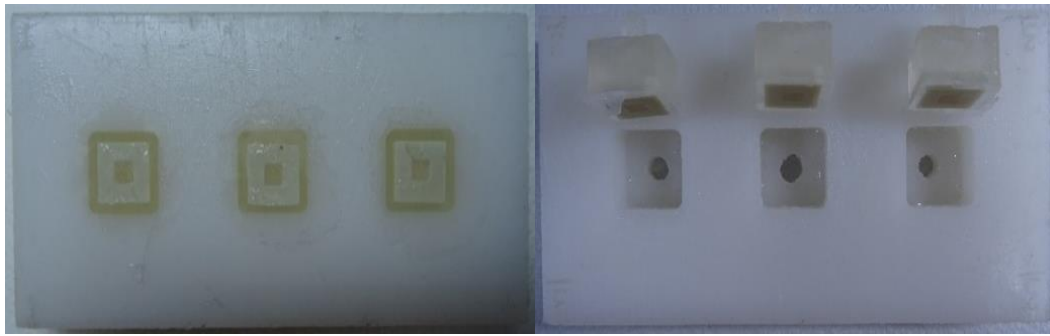
Resim 3.34. Cam üzerinde yapılan çizimler ve test örneklerinin cam üzerine sabitlenmesi



Resim 3.35. Akrilin kalıba yerleştirilmesi ve camın kalıp üzerinde sabitlenmesi



Resim 3.36. Akril polimerizasyonunda kullanılan ekstromat



Resim 3.37. Ekstromattan çıkan test örnekleri

### 3.1.6. Örneklerin tesviye işlemi

Örnekler yüzey işlemleri uygulaması öncesinde yüzey standardizasyonunun sağlanması amacıyla tesviye yapıldı. Tesviye işlemi, zımparalama ve polisaj cihazı ile her örnekte sırasıyla (600 grit, 800 grit ve 1200 grit silikon karbit zımparalar) (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) yapıldı (Resim 3.38). Tesviye sonrasında örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 10 dk bekletildi (Resim 3.39) ve hava spreyi kullanılarak kurutuldu.



Resim 3.38. Aşındırma / polisaj cihazı ve örnek yüzeylerinin zımparalanması

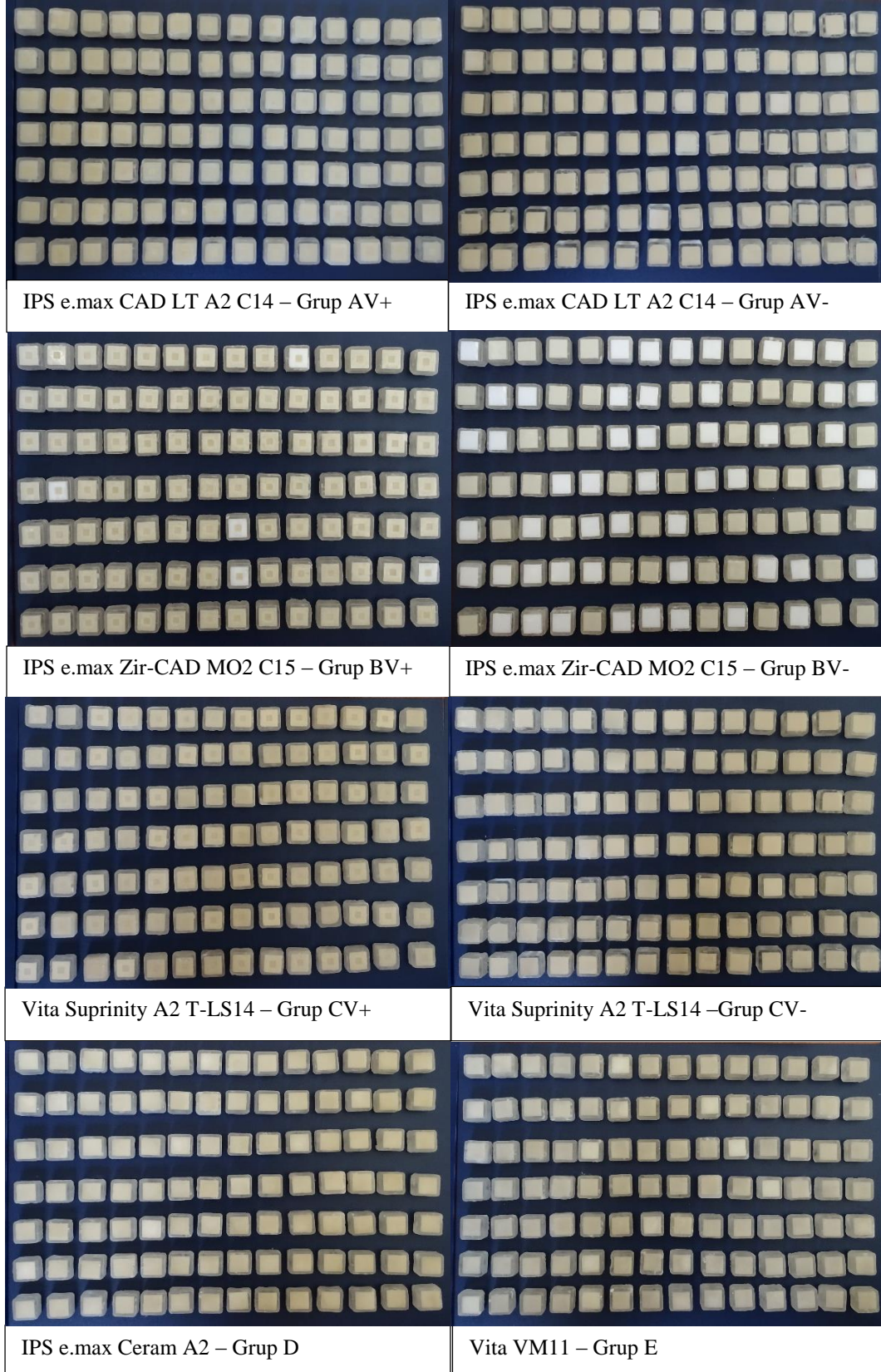


Resim 3.39. Ultrasonik temizleme cihazı ve test örnekleri

### 3.2. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Hazırlanan 8 ana gruptaki (Grup AV+, AV-, BV+, BV-, CV+, CV-, D, E) 98 örnek uygulanacak yüzey işlemine göre 8 alt gruba ayrıldı (Resim 3.40).

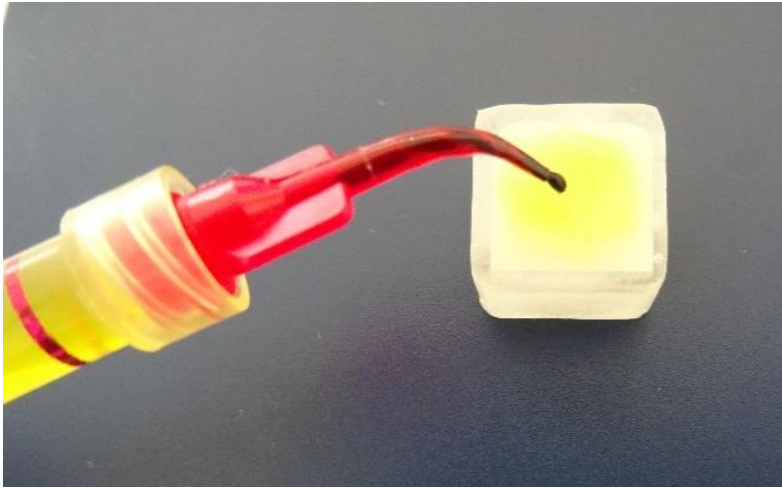
1. Asit + Silan + Bond Uygulaması (n=14) (1. yüzey işlemi)
2. Kumlama + Silan + Bond Uygulaması (n=14) (2. yüzey işlemi)
3. Lazer + Silan + Bond Uygulaması (n=14) (3. yüzey işlemi)
4. Asit + Silan Uygulaması (n=14) (4. yüzey işlemi)
5. Kumlama + Silan Uygulaması (n=14) (5. yüzey işlemi)
6. Lazer + Silan Uygulaması (n=14) (6. yüzey işlemi)
7. Kontrol Grubu (Silan + Bond Uygulaması) (n=6) (7. yüzey işlemi)
8. Kontrol Grubu (Silan Uygulaması) (n=8) (8. yüzey işlemi)



Resim 3.40. Yüzey işleme uygulanmak üzere hazırlanan 8 ana gruptaki örnekler

### 3.2.1. Asit + silan + bond uygulaması (1. yüzey işlemi)

Örnek yüzeylerinin asitlenmesi için jel formunda %9' luk hidroflorik asit kullanıldı. Hidroflorik asit jeli uygulaması öncesinde ufak bir parça asit örneği enjektör ucu yardımıyla karıştırma kabı içerisine enjekte edilerek jelin homojen bir şekilde akıp akmadığı ve enjektörden akış hızı kontrol edildi. Hidroflorik asit, örnek yüzeyine eşit şekilde 90 sn süre ile uygulandı (Resim 3.41). Örnek yüzeyi su spreyi ile 30 sn süre ile yıkandı ve kurutuldu. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülemediyse uygulama tekrarlandı. Asit uygulaması sonrasında örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk süre bekletildi. Silan (Ultradent Products Inc, ABD) (Resim 3.42) örneklerin yüzeyine uygun uç ile uygulandı. 60 sn buharlaşmanın oluşması için beklendi. 60 sn sonucunda buharlaşma tam sağlanamadıysa yağsız hava ile örneklerin yüzeyi kurutuldu.

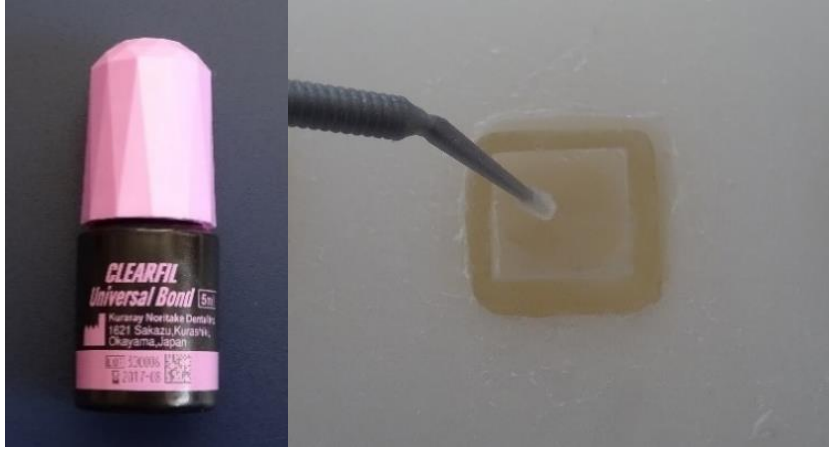


Resim 3.41. Hidroflorik asit uygulanması



Resim 3.42. Ultradent Silan

Örneklerin yüzeyine bond uygulaması için Clearfil™ Universal Bond kullanıldı (Resim 3.43). Uygulamadan önce hazırlama kabına gerekli miktarda bond hazırlandı. Ürün hazırlandıktan sonra 7 dk içerisinde kullanılmasına özen gösterildi. Bond uygulama fırçası kullanılarak tüm örnek yüzeyine 10 sn süre ile masaj yapılarak uygulandı (Resim 3.43). 5 sn'yi geçecek şekilde ve bond artık hareket etmeye kadar tüm örnek yüzeyine hafif hava uygulanarak iyice kurutuldu. Üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde (45° açı ile ve dik olmak üzere toplam beş farklı açıdan) 3 200 mW/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ve 2 kez 3 sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 3.44) kullanılarak polimerize edildi.



Resim 3.43. Clearfil™ Universal Bond



Resim 3.44. LED ışık cihazı

### 3.2.2. Kumlama + silan + bond uygulaması (2. yüzey işlemi)

Örnekler 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (Resim 3.45) ile kumlama cihazı (Resim 3.46) kullanılarak 90° açıyla, 2,8 bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 20 sn süreyle kumlandı. İşlemin

bütün örneklere standart olarak uygulanabilmesi için hazırlanan bir düzenek kullanıldı (Resim 3.47). Bu apacey sayesinde örnek yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her örnek için sabitlenmesi sağlandı. Kumlama yapılan örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk temizlendi.



Resim 3.45. 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu



Resim 3.46. Kumlama cihazı



Resim 3.47. Örnek yüzeyi ile kumlama cihazının ucu arasındaki mesafenin her örnek için sabitlenmesi

Silan (Ultradent Products Inc, ABD) (Resim 3.42) ve bond uygulaması (Resim 3.43) ‘3.2.1. asit + bond + silan uygulaması’ başlığındaki protokol ile aynen uygulandı. Üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde 3 200 mW/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ve 2 kez 3 sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 3.44) kullanılarak polimerize edildi.

### 3.2.3. Lazer + silan + bond uygulaması (3. yüzey işlemleri)

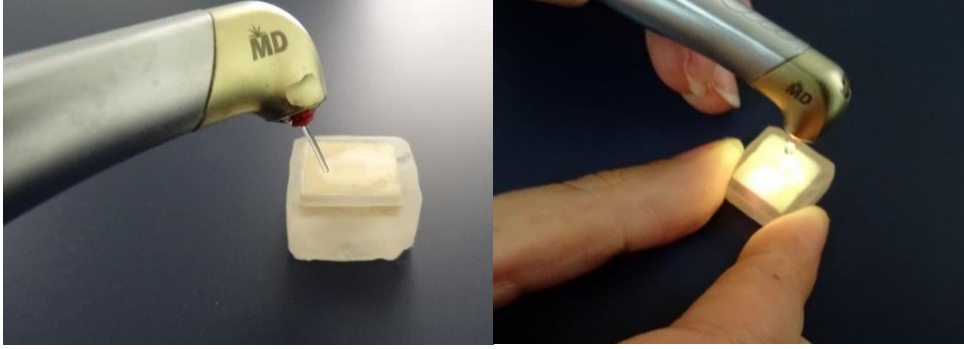
Lazer ile pürüzlendirme amacı ile Er,Cr:YSGG lazer kullanıldı (Resim 3.48). Lazer cihazının kullanım parametreleri; 3W güç ile hava %50, su %1 olacak şekilde ayarlandı (Resim 3.49). 2,94 µm dalga boyu, 50 Hz atım sayısı, 140 µs atım aralığı ile çalışan cihazda enerjinin fiber optik sistem ile yüzeye iletilmesinde 600 µm çapında ve 6 mm uzunlukta MGG6-6 safir uç kullanıldı. Seramik yüzeyi 50 sn süre ile 45° açı ile non-kontakt modda tarandı (Resim 3.50). Lazer uygulanan örnekler, ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk bekletildi.



Resim 3.48. Er,Cr:YSGG lazer cihazı



Resim 3.49. Lazer parametreleri



Resim 3.50. Test örneklerinin yüzeylerinin lazer ile pürüzlendirilmesi

Silan (Ultradent Products Inc, ABD) (Resim 3.42) ve bond uygulaması (Resim 3.43) ‘3.2.1. asit + bond + silan uygulaması’ başlığındaki protokol ile aynen uygulandı. Üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde  $3\ 200\ \text{mW}/\text{cm}^2$  enerji yoğunluğu ve 2 kez 3 sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 3.44) kullanılarak polimerize edildi.

#### 3.2.4. Asit + silan uygulaması (4. yüzey işlemi)

Örnek yüzeyleri ‘3.2.1. asit + bond + silan uygulaması’ başlığındaki asitle pürüzlendirme protokolüne uygun olarak %9’luk hidroflorik asit ile pürüzlendirildi (Resim 3.41). Örnek yüzeyi su spreyi ile 30 sn süre ile yıkandı ve kurutuldu. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülemediyse uygulama tekrarlandı. Asit uygulaması sonrasında örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk süre bekletildi. Silan kaplama ajanı olarak Clearfil Ceramic Primer (Resim 3.51) tek kullanımlık bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı ve hava sıkılarak hafifçe kurutuldu.



Resim 3.51. Clearfil ceramic primer

### **3.2.5. Kuşlama + silan uygulaması (5. yüzey işleml)**

Örnek yüzeyleri '3.2.2. kuşlama + bond + silan uygulaması' başlığındaki kuşlama ile pürüzlendirme protokolüne uygun olarak 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (Resim 3.45) ile pürüzlendirildi (Resim 3.47). Kuşlama yapılan örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk temizlendi. Silan kaplama ajanı olarak Clearfil Ceramic Primer (Resim 3.51) tek kullanımlık bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı ve hava sıkılarak hafifçe kurutuldu.

### **3.2.6. Lazer + silan uygulaması (6. yüzey işleml)**

Örnek yüzeyleri '3.2.3. lazer + bond + silan uygulaması' başlığındaki lazer ile pürüzlendirme protokolüne uygun olarak Er,Cr:YSGG lazer (Resim 3.48) ile pürüzlendirildi (Resim 3.50). Lazer uygulanan örnekler, ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dk bekletildi. Silan kaplama ajanı olarak Clearfil Ceramic Primer (Resim 3.51) tek kullanımlık bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı ve hava sıkılarak hafifçe kurutuldu.

### **3.2.7. Kontrol grubu (silan + bond uygulaması) (7. yüzey işleml)**

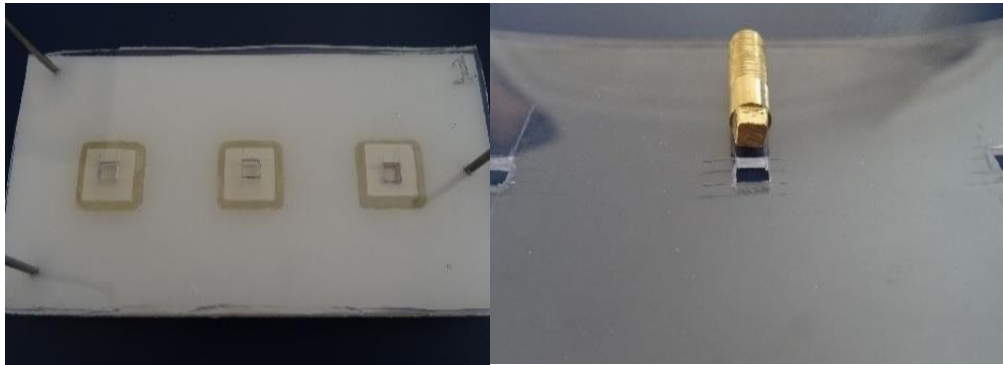
Ultrasonik temizleme işleminden sonra silan (Ultradent Products Inc, ABD) (Resim 3.42) ve bond uygulaması (Resim 3.43) '3.2.1. asit + bond + silan uygulaması' başlığındaki protokol ile aynen uygulandı. Üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde 3 200 mW/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ve 2 kez 3 sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 3.44) kullanılarak polimerize edildi.

### **3.2.8. Kontrol grubu (silan uygulaması) (8. yüzey işleml)**

Ultrasonik temizleme işleminden sonra silan kaplama ajanı olarak Clearfil Ceramic Primer kullanıldı (Resim 3.51). Silan tek kullanımlık bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı ve hava sıkılarak hafifçe kurutuldu.

### 3.2.9. Örneklerin yüzeylerine kompozit rezin uygulaması

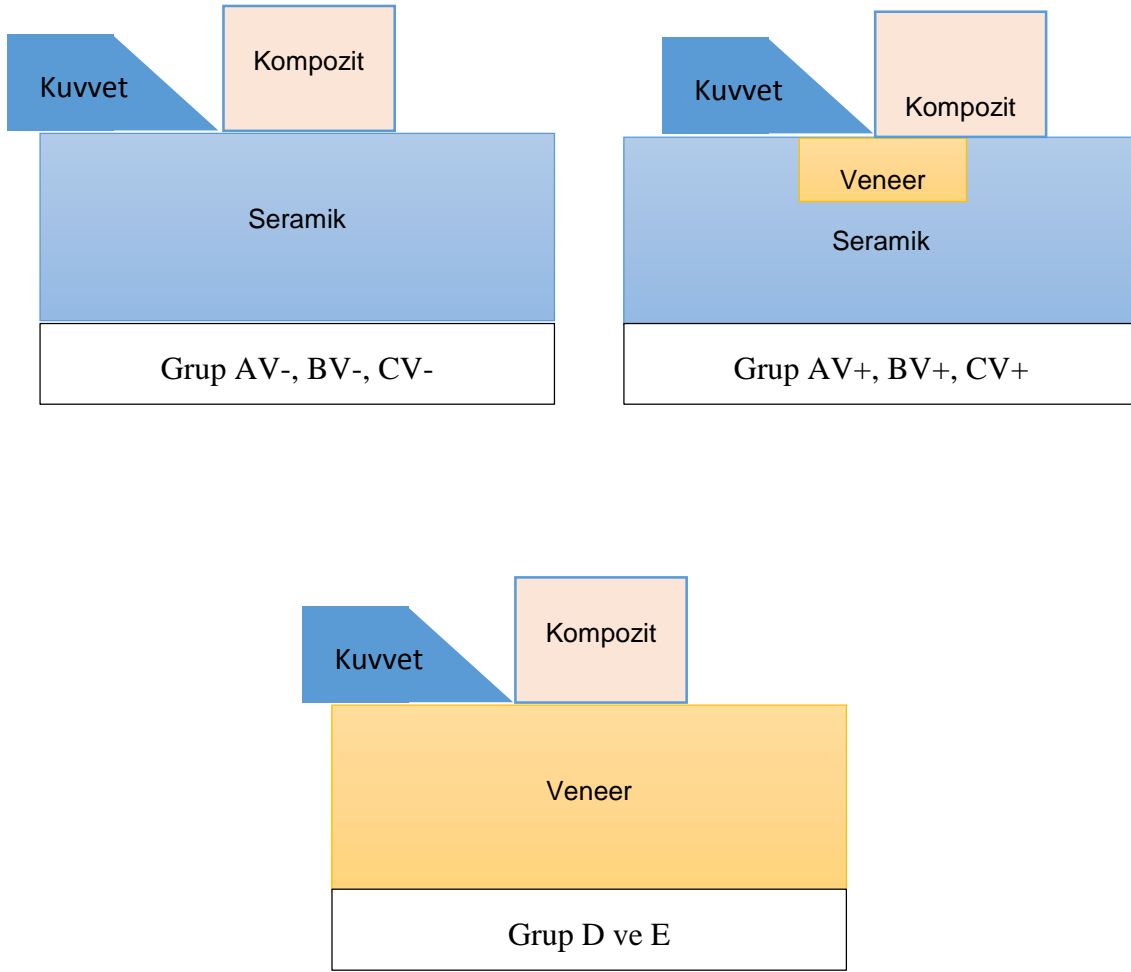
Her örnek, örneklerin akrile gömülmesi amacıyla hazırlanmış olan polietilen kalıp içerisine yerleştirildi. 2 mm kalınlığında termoplastik gece plağı polietilen kalıbın boyutuna uyumlu olacak şekilde kesildi. AV-, BV-, CV-, D ve E grupları için 2 mm kalınlığındaki termoplastik gece plağı üzerine örneklerin merkezine gelecek şekilde 4x4 mm boyutlarında yuvalar açıldı. Yuva ebatının kontrol edilmesi için metal bir kontrol parçası oluşturuldu (Resim 3.52). AV+, BV+, CV+ grupları için ise 2 mm kalınlığındaki termoplastik gece plağı üzerine örneklerin merkezinden yatayda 2 mm kayacak şekilde 4x4 mm boyutunda yuvalar açıldı. Böylece, kompozit rezinin yüzeyce %50'sinin seramik yüzeyinde, %50'sinin ise veneer seramiği üzerinde oluşturulması sağlandı (Şekil 3.2). Polietilen kalıp içerisine yerleştirilmiş örneklerin üzerine hazırlanan termoplastik gece plağı yerleştirildi (Resim 3.52). Yüzey işlemlerine tabi tutulmuş tüm örneklerin yüzeyine kompozit rezin uygulandı (Resim 3.53). Örnek yüzeyine plakta bulunan yuvalar yardımıyla 4x4x2 mm boyutlarında kompozit rezin el aleti yardımıyla yerleştirildi. Kompozit rezin, üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde 3 200 mW/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ve 6'şar sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 3.44) ile polimerize edildi (Resim 3.54).



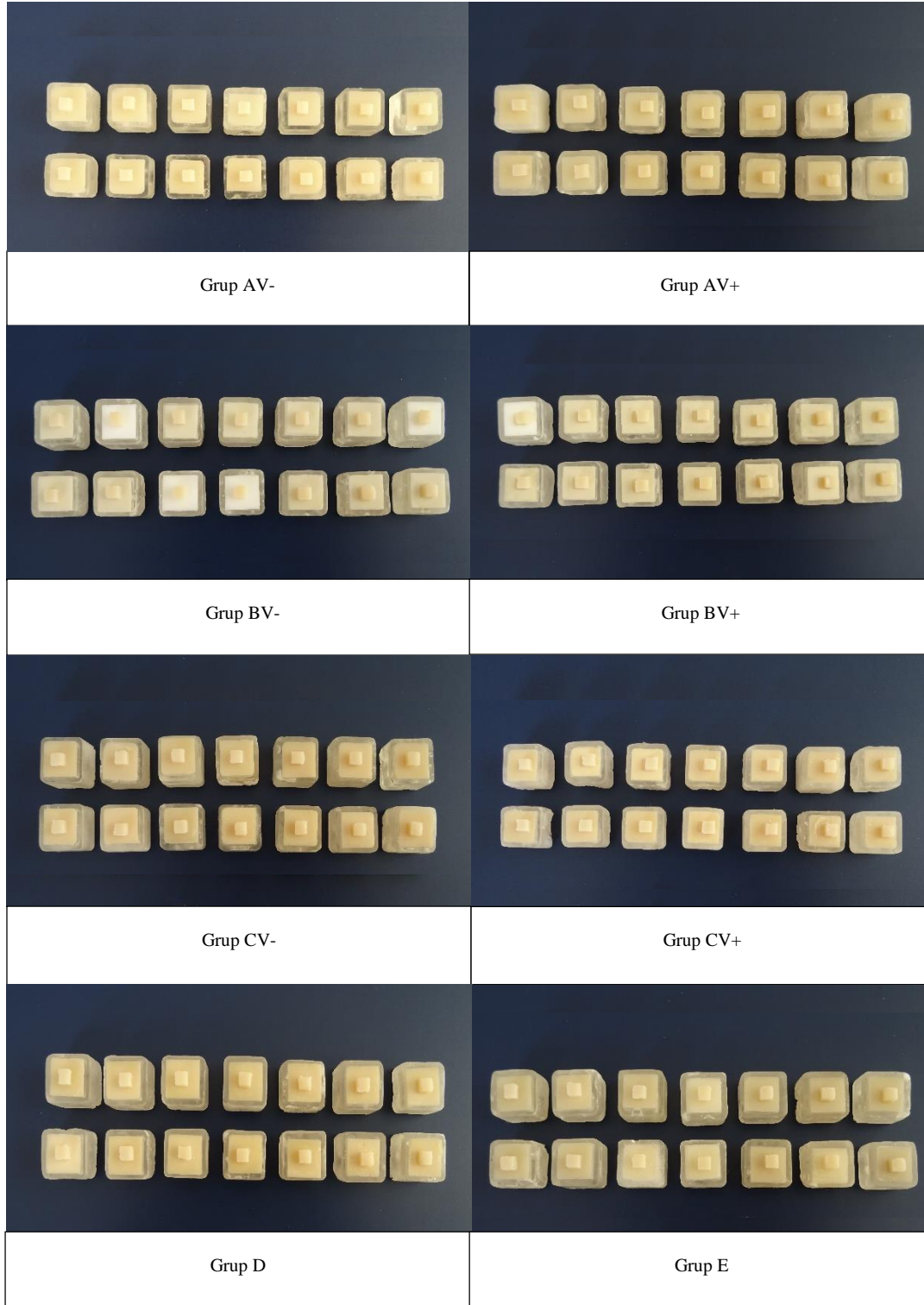
Resim 3.52. Termoplastik gece plağı üzerine açılan yuvaların örnek yüzeyi üzerinde kontrolü ve yuva ebatının kontrol edilmesi için kullanılan metal bir kontrol parçası



Resim 3.53. Clearfil majesty ES-2



Şekil 3.2. Kompozit rezin uygulanma işlemlerinin şeması



Resim 3.54. Kompozit uygulanmış 1. yüzey işlemleri (asit + silan + bond uygulaması) grubu örneklerinin görünüşleri

### 3.3. Test Örneklerinin Yaşlandırılma İşlemi

Tüm örnekler 37°C distile suda etüv cihazı (Resim 3.55) kullanılarak 24 saat süre ile bekletildi. Her alt gruptaki örneklerin yarısı (n=7) 5 °C - 55 °C'de, dalma süresi 60 sn,

transfer süresi 6 sn olacak şekilde 5 000 siklus termosiklus işlemine tabi tutuldu (Resim 3.56). Termosiklus uygulama süresince (5 gün) diğer örnekler etüvde 37°C distile suda bekletilmeye devam edildi.



Resim 3.55. Etüv cihazı ve örneklerin etüv içerisindeki görünümü



Resim 3.56. Termosiklus cihazı

### 3.4. Makaslama (Shear) Testinin Yapılması

Termosiklusu takiben tüm örnekler, universal test cihazında (Resim 3.57) makaslama testi uygulandı. Makaslama testi için kompozitin 4 mm'lik boyutuna uygun olacak şekilde torna cihazında 4 mm genişliğinde bıçak sırtı şeklindeki özel bir uç hazırlandı. Bu uç ile seramik-kompozit bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde ve mümkün olduğunca bağlantı arayüzüne en yakın yerden 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi

(Resim 3.58). Kırılma sırasında kaydedilen değerler N cinsinden kaydedildi ve bağlantı alanına (mm<sup>2</sup>) bölünerek MPa cinsinden makaslama değerleri hesaplandı.

$$S = \frac{F}{A}$$

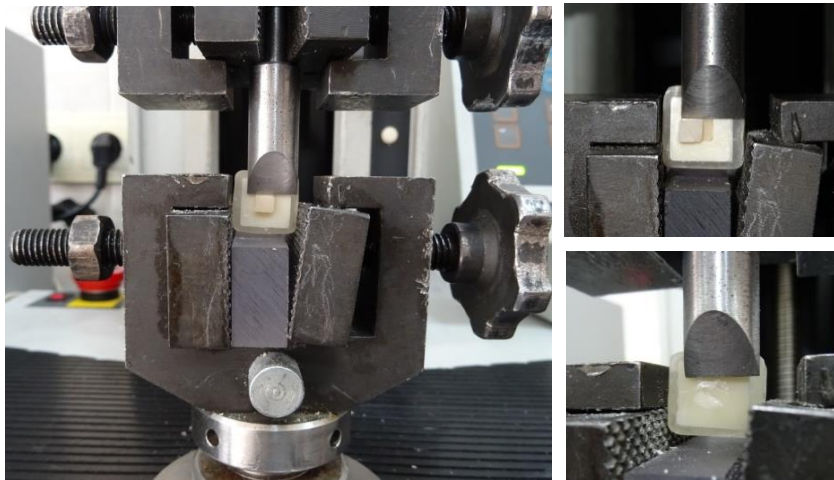
S= Makaslama (shear) bağlanma dayanımı (MPa)

F= Kırılma noktasındaki kuvvet (N)

A= Bağlanma yüzey alanı (mm<sup>2</sup>)



Resim 3.57. Universal test cihazı



Resim 3.58. Universal test cihazının ucunun konumlandırılması ve kırılma görüntüsü

### 3.5. Işık Mikroskobu ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Tüm örnekler kırık modunun belirlenmesi için x12,5'lik büyütmede ışık mikroskobunda aynı uygulayıcı tarafından incelendi (Resim 3.59). Tüm örnekler tek uygulayıcı tarafından ikişer kez incelenerek kırık tipleri adeziv, koheziv ve karma olarak gruplandırıldı. Kompozit/seramik arayüzünde kırılma gerçekleşmesi adeziv kırık olarak, kompozit tabakası içerisinde kırılma gerçekleşmesi koheziv kırık olarak, adeziv ve koheziv kırık karışımı bir kırık oluşması ise karma kırık olarak sınıflandırıldı. Teste tabi tutulmadan kopma oluşan örnekler ise, prematür kırık olarak sınıflandırıldı.



Resim 3.59. Işık mikroskobu

### 3.6. Test Örneklerinin SEM'de İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanım testi sırasında oluşan adeziv ve karma tip kırık örneklerinden ikişer örnek incelenmek üzere seçildi. Çalışma kapsamındaki örnekler dışında beş farklı tip seramik grubundan dörder adet örnek hazırlandı. Bu örneklerle; yüzey zımparalama, hidroflorik asit, kumlama ve lazer işlemleri uygulandı. Seçilen örnek yüzeyleri kurutuldu ve altın-palladyum kaplama ünitesinde (Resim 3.60) 150 sn süre ile 8 mA' lik akım ve  $10^{-1}$  mbar/Pa yanma odası basıncı (chamber pressure) değerleri kullanılarak altın-palladyum film tabakasıyla kaplandı. SEM (Resim 3.61) analizinde, x200, x500, x1 000 ve x2 000 büyütme ile SEM görüntüleri elde edildi (10kV, çalışma uzaklığı [working distance] 12 mm, spotsize 50, sinyal SEI).



Resim 3.60. Altın-palladyum kaplama ünitesi



Resim 3.61. SEM cihazı

### 3.7. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi

Verilerin analizi SPSS for Windows 17,0 paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygun dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testi ile varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler medyan (çeyrekler arası genişlik) şeklinde gösterildi. Gruplar arasında medyan bağlanma dayanımı kuvveti yönünden farkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testiyle ikiden fazla grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle araştırıldı. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde, farka neden olan

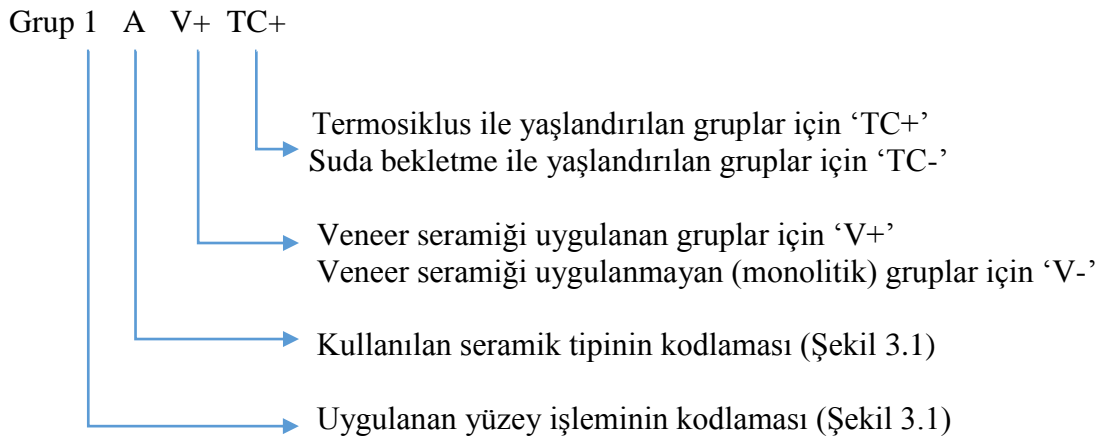
durumları tespit etmek amacıyla Conover'in çoklu karşılaştırma testi uygulandı. Aksi belirtilmedikçe  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak önemli kabul edildi. Ancak, bu çalışmada olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Testi ve İstatistiksel Analiz Bulguları

Çalışmanın kapsamlı olması nedeniyle bulguların ifade edilmesini kolaylaştırmak amacıyla bulgular ve tartışma bölümlerinde grup isimleri aşağıdaki gibi kısaltılmıştır.

Örnek kısaltma;



Terminosiklus uygulaması ile yaşlandırma sırasında Grup 3CV-TC+ ve Grup 6CV-TC+ gruplarındaki örneklerde makaslama testi öncesinde prematür kırık (debonding) görüldü. Bu gruplar istatistiksel değerlendirme dışında bırakıldı. Prematür kırık içeren diğer gruplar ise, Çizelge 4.11 ve 4.12'de gösterildi.

Çizelge 4.1. Diğer faktörlerden bağımsız olarak materyallere, işlem türüne, yaşlandırma ve venerleme yapılıp yapılmamasına göre bağlanma dayanımı kuvvetleri

	Bağlanma dayanımı kuvveti (Mpa)	p-değeri
Materyaller		<b>0,011†</b>
A	10,3 (5,9) <sup>AB</sup>	
B	9,4 (6,8) <sup>B</sup>	
C	10,5 (5,3) <sup>A</sup>	
D	11,3 (7,2) <sup>A</sup>	
E	11,6 (7,5) <sup>A</sup>	
İşlem no		<b>&lt;0,001†</b>
1	13,9 (4,8) <sup>a</sup>	
2	12,3 (3,5) <sup>a</sup>	
3	8,0 (3,4) <sup>b</sup>	
4	12,8 (4,9) <sup>a</sup>	
5	11,4 (3,9) <sup>c</sup>	
6	6,2 (3,2) <sup>d</sup>	
7	3,1 (1,6) <sup>e</sup>	
8	3,2 (1,8) <sup>e</sup>	

Çizelge 4.1. (devam). Diğer faktörlerden bağımsız olarak materyallere, işlem türüne, yaşlandırma ve venerleme yapılıp yapılmamasına göre bağlanma dayanımı kuvvetleri

	Bağlanma dayanımı kuvveti (Mpa)	p-değeri
Yaşlandırma		<0,001‡
TC -	11,1 (6,9)	
TC +	9,7 (6,2)	
Venerleme		0,046‡
V-	10,8 (6,6)	
V +	9,7 (6,8)	

Veriler medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterildi, † Kruskal Wallis testi, ‡ Mann Whitney U testi, Aynı büyük harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ), Aynı küçük harflerle gösterilen işlemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ).

Diğer faktörlerden bağımsız olarak materyaller, işlem türü ve yaşlandırma işlemi, makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ( $p<0,05$ ). Venerleme işleminin ise makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerinde etkisi gözlenmedi ( $p=0,046$ ).

Çizelge 4.1’de, diğer faktörlerden bağımsız olarak materyallere, işlem türüne, yaşlandırma ve venerleme yapılıp yapılmamasına göre, bağlanma dayanımı kuvvetleri üzerine genel bir değerlendirme yapılması, örneklem hacminin geniş olması ve Çizelge 4.1’de Bonferroni Düzeltmesi yapılmaması nedeni ile potansiyel farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Bu nedenle detaylı çoklu karşılaştırma testleri yapıldı.

Değişkenlerin ve alt grup sayısının fazla olması nedeniyle, elde edilen makaslama testi dayanım değerleri, 4 ana başlıkta değerlendirildi.

1. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, materyaller arası makaslama testi dayanım değerlerinin incelenmesi (Çizelge 4.2).
2. Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda, yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4).
3. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Çizelge 4.5, Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7).
4. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Çizelge 4.8, Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10).

İstatistiksel olarak anlamlı bulunan p değerleri çizelgelerde koyu renk ile belirtildi.

Çizelge 4.2. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda materyallerin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi

	Grup AV-	Grup BV-	Grup CV-	Grup D	Grup E	p-değeri †
1.İşlem						
TC -	14,4 (6,4)	10,9 (5,5)	15,8 (2,9)	16,4 (3,6)	15,9 (2,5)	0,155
TC +	12,0 (6,2)	10,2 (4,2)	13,6 (3,6)	14,6 (5,3)	16,4 (3,6)	0,028
2.İşlem						
TC -	12,8 (1,9)	14,7 (4,2)	10,5 (6,3)	13,9 (2,0)	12,8 (2,8)	0,368
TC +	11,6 (1,1)	11,4 (3,3)	10,1 (0,5)	11,4 (2,6)	10,6 (3,6)	0,478
3.İşlem						
TC -	9,7 (2,8)	6,3 (3,0)	9,6 (0,5)	9,7 (6,3)	10,9 (3,5)	0,067
TC +	8,1 (1,2)	6,2 (4,4)	-	7,9 (3,7)	7,8 (0,4)	0,403
4.İşlem						
TC -	13,2 (8,6)	11,0 (6,6)	12,7 (11,6)	14,4 (3,7)	14,7 (3,0)	0,856
TC +	12,9 (4,9)	11,4 (3,5)	12,0 (5,1)	15,1 (6,3)	13,7 (7,1)	0,384
5.İşlem						
TC -	11,6 (4,2)	12,0 (1,8)	10,6 (3,9)	14,2 (5,0)	12,1 (7,0)	0,370
TC +	8,7 (1,3)	11,2 (8,6)	10,6 (5,4)	11,6 (3,7)	11,3 (2,1)	0,151
6.İşlem						
TC -	5,2 (2,6)	5,5 (4,2)	9,5 (1,5)	8,0 (2,1)	6,9 (6,8)	0,052
TC +	3,5 (1,7)	5,0 (1,9)	-	6,9 (4,2)	6,6 (6,1)	0,189
7.İşlem						
TC -	2,5 (1,7)	3,2 (4,0)	2,8 (0,0)	3,3 (1,5)	4,2 (3,2)	0,813
TC +	1,5 (0,0)	3,6 (1,2)	1,2 (0,0)	2,4 (3,2)	3,8 (0,4)	0,344
8.İşlem						
TC -	2,3 (2,0)	3,2 (4,4)	2,7 (2,0)	4,1 (1,5)	3,9 (5,0)	0,328
TC +	1,6 (0,5)	3,8 (0,3)	1,6 (0,0)	3,5 (2,9)	3,3 (3,7)	0,143

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0031$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, materyallerin makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.2’de verildi. Grup AV-, BV-, CV-, D ve E arasında makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.3. Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi

	Grup AV-	Grup BV-	Grup CV-	Grup D	Grup E
1.İşlem					
TC -	14,4 (6,4)	10,9 (5,5)	15,8 (2,9)	16,4 (3,6)	15,9 (2,5)
TC +	12,0 (6,2)	10,2 (4,2)	13,6 (3,6)	14,6 (5,3)	16,4 (3,6)
p-değeri †	0,535	0,456	0,209	0,053	0,902
2.İşlem					
TC -	12,8 (1,9)	14,7 (4,2)	10,5 (6,3)	13,9 (2,0)	12,8 (2,8)
TC +	11,6 (1,1)	11,4 (3,3)	10,1 (0,5)	11,4 (2,6)	10,6 (3,6)
p-değeri †	0,333	0,259	0,889	0,106	0,109
3.İşlem					
TC -	9,7 (2,8)	6,3 (3,0)	9,6 (0,5)	9,7 (6,3)	10,9 (3,5)
TC +	8,1 (1,2)	6,2 (4,4)	-	7,9 (3,7)	7,8 (0,4)
p-değeri †	0,381	0,902	-	0,412	0,286

Çizelge 4.3. (devam). Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi

	Grup AV-	Grup BV-	Grup CV-	Grup D	Grup E
4.İşlem					
TC -	13,2 (8,6)	11,0 (6,6)	12,7 (11,6)	14,4 (3,7)	14,7 (3,0)
TC +	12,9 (4,9)	11,4 (3,5)	12,0 (5,1)	15,1 (6,3)	13,7 (7,1)
p-değeri †	0,902	1,000	0,710	0,805	0,535
5.İşlem					
TC -	11,6 (4,2)	12,0 (1,8)	10,6 (3,9)	14,2 (5,0)	12,1 (7,0)
TC +	8,7 (1,3)	11,2 (8,6)	10,6 (5,4)	11,6 (3,7)	11,3 (2,1)
p-değeri †	0,053	0,209	0,628	0,535	0,628
6.İşlem					
TC -	5,2 (2,6)	5,5 (4,2)	9,5 (1,5)	8,0 (2,1)	6,9 (6,8)
TC +	3,5 (1,7)	5,0 (1,9)	-	6,9 (4,2)	6,6 (6,1)
p-değeri †	0,057	0,876	-	0,517	0,534
7.İşlem					
TC -	2,5 (1,7)	3,2 (4,0)	2,8 (0,0)	3,3 (1,5)	4,2 (3,2)
TC +	1,5 (0,0)	3,6 (1,2)	1,2 (0,0)	2,4 (3,2)	3,8 (0,4)
p-değeri †	0,667	1,000	1,000	0,700	0,700
8.İşlem					
TC -	2,3 (2,0)	3,2 (4,4)	2,7 (2,0)	4,1 (1,5)	3,9 (5,0)
TC +	1,6 (0,5)	3,8 (0,3)	1,6 (0,0)	3,5 (2,9)	3,3 (3,7)
p-değeri †	0,267	1,000	0,800	0,486	0,486

† Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,00078$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Çizelge 4.4. Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi

	Grup AV+	Grup BV+	Grup CV+
1.İşlem			
TC -	16,7 (6,1)	12,3 (2,4)	15,4 (5,0)
TC +	12,6 (4,0)	10,5 (2,8)	12,9 (3,8)
p-değeri †	0,234	0,004	0,181
2.İşlem			
TC -	12,5 (5,2)	15,5 (4,2)	11,9 (0,6)
TC +	11,6 (2,7)	11,9 (3,2)	10,4 (0,0)
p-değeri †	0,667	0,038	0,667
3.İşlem			
TC -	9,2 (3,2)	5,9 (4,5)	8,9 (1,3)
TC +	6,8 (2,5)	7,0 (2,9)	5,9 (3,3)
p-değeri †	0,057	0,805	0,333
4.İşlem			
TC -	13,7 (5,8)	12,7 (4,3)	15,3 (4,5)
TC +	13,4 (4,8)	11,3 (5,4)	10,7 (3,8)
p-değeri †	0,639	0,318	0,051
5.İşlem			
TC -	11,4 (3,9)	13,5 (6,1)	11,8 (1,4)
TC +	8,7 (1,0)	10,2 (4,1)	9,2 (2,5)
p-değeri †	0,033	0,366	0,143
6.İşlem			
TC -	7,4 (1,9)	5,7 (1,9)	7,5 (3,0)
TC +	5,8 (3,3)	4,2 (4,0)	6,3 (2,0)
p-değeri †	0,073	0,456	0,310
7.İşlem			
TC -	3,2 (1,8)	3,1 (2,3)	2,6 (0,4)
TC +	1,5 (1,2)	3,6 (1,2)	1,8 (0,0)
p-değeri †	0,200	1,000	0,667
8.İşlem			
TC -	2,7 (3,6)	4,5 (3,4)	2,9 (0,7)
TC +	2,3 (1,8)	4,1 (2,2)	2,8 (1,2)
p-değeri †	0,629	1,000	1,000

† Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,00078$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemi türü ve materyaller sabit tutulduğunda, yaşlandırmanın makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de gösterildi. Grup AV-, AV+, BV-, BV+, CV-, CV+, D ve E arasında makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.5. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV-, AV+ ve D)

	Grup AV-	Grup AV+	Grup D	p-değeri †
1.İşlem				
TC -	14,4 (6,4)	16,7 (6,1)	16,4 (3,6)	0,713
TC +	12,0 (6,2)	12,6 (4,0)	14,6 (5,3)	0,966
2.İşlem				
TC -	12,8 (1,9)	12,5 (5,2)	13,9 (2,0)	0,597
TC +	11,6 (1,1)	11,6 (2,7)	11,4 (2,6)	0,993
3.İşlem				
TC -	9,7 (2,8)	9,2 (3,2)	9,7 (6,3)	0,924
TC +	8,1 (1,2)	6,8 (2,5)	7,9 (3,7)	0,437
4.İşlem				
TC -	13,2 (8,6)	13,7 (5,8)	14,4 (3,7)	0,925
TC +	12,9 (4,9)	13,4 (4,8)	15,1 (6,3)	0,839
5.İşlem				
TC -	11,6 (4,2)	11,4 (3,9)	14,2 (5,0)	0,259
TC +	8,7 (1,3)	8,7 (1,0)	11,6 (3,7)	0,023
6.İşlem				
TC -	5,2 (2,6)	7,4 (1,9)	8,0 (2,1)	0,204
TC +	3,5 (1,7)	5,8 (3,3)	6,9 (4,2)	0,086
7.İşlem				
TC -	2,5 (1,7)	3,2 (1,8)	3,3 (1,5)	0,707
TC +	1,5 (0,0)	1,5 (1,2)	2,4 (3,2)	0,538
8.İşlem				
TC -	2,3 (2,0)	2,7 (3,6)	4,1 (1,5)	0,397
TC +	1,6 (0,5)	2,3 (1,8)	3,5 (2,9)	0,047

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0010$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, AV-, AV+ ve D grupları arasında veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.5'de gösterildi. Grup AV-, AV+ ve D arasında makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.6. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup BV-, BV+ ve D)

	Grup BV-	Grup BV+	Grup D	p-değeri †
1.İşlem				
TC -	10,9 (5,5)	12,3 (2,4)	16,4 (3,6)	0,028
TC +	10,2 (4,2)	10,5 (2,8)	14,6 (5,3)	0,130
2.İşlem				
TC -	14,7 (4,2)	15,5 (4,2)	13,9 (2,0)	0,483
TC +	11,4 (3,3)	11,9 (3,2)	11,4 (2,6)	0,795
3.İşlem				
TC -	6,3 (3,0)	5,9 (4,5)	9,7 (6,3)	0,150
TC +	6,2 (4,4)	7,0 (2,9)	7,9 (3,7)	0,466
4.İşlem				
TC -	11,0 (6,6)	12,7 (4,3)	14,4 (3,7)	0,366
TC +	11,4 (3,5)	11,3 (5,4)	15,1 (6,3)	0,242
5.İşlem				
TC -	12,0 (1,8)	13,5 (6,1)	14,2 (5,0)	0,624
TC +	11,2 (8,6)	10,2 (4,1)	11,6 (3,7)	0,539
6.İşlem				
TC -	5,5 (4,2)	5,7 (1,9)	8,0 (2,1)	0,068
TC +	5,0 (1,9)	4,2 (4,0)	6,9 (4,2)	0,403
7.İşlem				
TC -	3,2 (4,0)	3,1 (2,3)	3,3 (1,5)	0,957
TC +	3,6 (1,2)	3,6 (1,2)	2,4 (3,2)	0,733
8.İşlem				
TC -	3,2 (4,4)	4,5 (3,4)	4,1 (1,5)	0,874
TC +	3,8 (0,3)	4,1 (2,2)	3,5 (2,9)	0,782

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0010$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, BV-,BV+ ve D grupları arasında veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.6'da gösterildi. Grup BV-, BV+ ve D arasında makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.7. Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup CV-, CV+ ve E)

	Grup CV-	Grup CV+	Grup E	p-değeri †
1.İşlem				
TC -	15,8 (2,9)	15,4 (5,0)	15,9 (2,5)	0,934
TC +	13,6 (3,6)	12,9 (3,8)	16,4 (3,6)	0,055
2.İşlem				
TC -	10,5 (6,3)	11,9 (0,6)	12,8 (2,8)	0,355
TC +	10,1 (0,5)	10,4 (0,0)	10,6 (3,6)	0,852
3.İşlem				
TC -	9,6 (0,5)	8,9 (1,3)	10,9 (3,5)	0,501
TC +	-	5,9 (3,3)	7,8 (0,4)	0,121
4.İşlem				
TC -	12,7 (11,6)	15,3 (4,5)	14,7 (3,0)	0,974
TC +	12,0 (5,1)	10,7 (3,8)	13,7 (7,1)	0,173

Çizelge 4.7. (devam). Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup CV-, CV+ ve E)

	Grup CV-	Grup CV+	Grup E	p-değeri †
5.İşlem				
TC -	10,6 (3,9)	11,8 (1,4)	12,1 (7,0)	0,569
TC +	10,6 (5,4)	9,2 (2,5)	11,3 (2,1)	0,187
6.İşlem				
TC -	9,5 (1,5)	7,5 (3,0)	6,9 (6,8)	0,269
TC +	-	6,3 (2,0)	6,6 (6,1)	0,855
7.İşlem				
TC -	2,8 (0,0)	2,6 (0,4)	4,2 (3,2)	0,377
TC +	1,2 (0,0)	1,8 (0,0)	3,8 (0,4)	0,202
8.İşlem				
TC -	2,7 (2,0)	2,9 (0,7)	3,9 (5,0)	0,298
TC +	1,6 (0,0)	2,8 (1,2)	3,3 (3,7)	0,300

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0010$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, CV-, CV+ ve E grupları arasında veneerleme işleminin makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.7'de gösterildi. Grup CV-, CV+ ve E arasında makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.8. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC-, CV-TC+)

	Grup AV-	Grup BV-	Grup CV-
TC-			
1.İşlem	14,4 (6,4) <sup>a,b,c</sup>	10,9 (5,5) <sup>a,b,c</sup>	15,8 (2,9)
2.İşlem	12,8 (1,9) <sup>d,e,f</sup>	14,7 (4,2) <sup>d,e,t,k</sup>	10,5 (6,3)
3.İşlem	9,7 (2,8)	6,3 (3,0) <sup>k,l</sup>	9,6 (0,5)
4.İşlem	13,2 (8,6) <sup>g,h,i</sup>	11,0 (6,6) <sup>g,h,i</sup>	12,7 (11,6)
5.İşlem	11,6 (4,2) <sup>j</sup>	12,0 (1,8) <sup>j,l,m,n</sup>	10,6 (3,9)
6.İşlem	5,2 (2,6) <sup>a,d,g</sup>	5,5 (4,2) <sup>a,d,g,m</sup>	9,5 (1,5)
7.İşlem	2,5 (1,7) <sup>b,e,h</sup>	3,2 (4,0) <sup>b,e,h,n</sup>	2,8 (0,0)
8.İşlem	2,3 (2,0) <sup>c,t,i,j</sup>	3,2 (4,4) <sup>c,t,i,j</sup>	2,7 (2,0)
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,011
TC+			
1.İşlem	12,0 (6,2) <sup>a,b,c,o</sup>	10,2 (4,2) <sup>b</sup>	13,6 (3,6)
2.İşlem	11,6 (1,1) <sup>t</sup>	11,4 (3,3) <sup>d,e,t,k</sup>	10,1 (0,5)
3.İşlem	8,1 (1,2)	6,2 (4,4) <sup>k,r</sup>	-
4.İşlem	12,9 (4,9) <sup>g,h,i,p</sup>	11,4 (3,5) <sup>g,h,i,r</sup>	12,0 (5,1)
5.İşlem	8,7 (1,3) <sup>o,p</sup>	11,2 (8,6) <sup>n</sup>	10,6 (5,4)
6.İşlem	3,5 (1,7) <sup>a,g</sup>	5,0 (1,9) <sup>d,g</sup>	-
7.İşlem	1,5 (0,0) <sup>b,h</sup>	3,6 (1,2) <sup>b,e,h,n</sup>	1,2 (0,0)
8.İşlem	1,6 (0,5) <sup>c,f,i</sup>	3,8 (0,3) <sup>f,i</sup>	1,6 (0,0)
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,040

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0031$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 1.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), b: 1.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), c: 1.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), d: 2.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), e: 2.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), f: 2.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), g: 4.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), h: 4.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), i: 4.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), j: 5.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), k: 2.İşlem ile 3.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), l: 3.İşlem ile 5.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p = 0,002$ ), m: 5.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), n: 5.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), o: 1.İşlem ile 5.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), p: 4.İşlem ile 5.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), r: 3.İşlem ile 4.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ).

Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC- ve CV-TC+ grupları için yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.8'de gösterildi.

Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+' da, yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türüne göre oluşan makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan alt gruplar ve p değerleri koyu renk ile Çizelge 4.8'de gösterildi.

Grup CV-TC-' de, yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türüne göre oluşan makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Grup CV-TC+' de, yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türüne göre oluşan makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.9. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC-, CV+TC+)

	Grup AV+	Grup BV+	Grup CV+
TC-			
1.İşlem	16,7 (6,1) <sup>a,b,c</sup>	12,3 (2,4) <sup>a,b,c</sup>	15,4 (5,0) <sup>a,b,c</sup>
2.İşlem	12,5 (5,2) <sup>d,e,f</sup>	15,5 (4,2) <sup>d,e,f,k</sup>	11,9 (0,6)
3.İşlem	9,2 (3,2)	5,9 (4,5) <sup>k</sup>	8,9 (1,3)
4.İşlem	13,7 (5,8) <sup>g,h,i</sup>	12,7 (4,3) <sup>g,h,i</sup>	15,3 (4,5) <sup>g,h,i</sup>
5.İşlem	11,4 (3,9) <sup>j</sup>	13,5 (6,1) <sup>j,l,m</sup>	11,8 (1,4) <sup>j</sup>
6.İşlem	7,4 (1,9) <sup>a,d,g</sup>	5,7 (1,9) <sup>a,d,g,l</sup>	7,5 (3,0) <sup>a,g</sup>
7.İşlem	3,2 (1,8) <sup>b,e,h</sup>	3,1 (2,3) <sup>b,e,h,m</sup>	2,6 (0,4) <sup>b,h</sup>
8.İşlem	2,7 (3,6) <sup>c,t,i,j</sup>	4,5 (3,4) <sup>c,t,i,j</sup>	2,9 (0,7) <sup>c,i,j</sup>
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
TC+			
1.İşlem	12,6 (4,0) <sup>a,b,c,n</sup>	10,5 (2,8) <sup>a,b,c</sup>	12,9 (3,8) <sup>a,b,c,n</sup>
2.İşlem	11,6 (2,7) <sup>d,e,f</sup>	11,9 (3,2) <sup>d,e,f,k</sup>	10,4 (0,0)
3.İşlem	6,8 (2,5) <sup>n</sup>	7,0 (2,9) <sup>k</sup>	5,9 (3,3) <sup>n</sup>
4.İşlem	13,4 (4,8) <sup>g,h,i</sup>	11,3 (5,4) <sup>g,h,i</sup>	10,7 (3,8) <sup>g,h,i</sup>
5.İşlem	8,7 (1,0)	10,2 (4,1) <sup>j,l,m</sup>	9,2 (2,5)
6.İşlem	5,8 (3,3) <sup>a,d,g</sup>	4,2 (4,0) <sup>a,d,g,l</sup>	6,3 (2,0) <sup>a,g</sup>
7.İşlem	1,5 (1,2) <sup>b,e,h</sup>	3,6 (1,2) <sup>b,e,h,m</sup>	1,8 (0,0) <sup>b,h</sup>
8.İşlem	2,3 (1,8) <sup>c,f,i</sup>	4,1 (2,2) <sup>c,f,i,j</sup>	2,8 (1,2) <sup>c,i</sup>
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,003</b>

† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0031$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 1.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), b: 1.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), c: 1.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), d: 2.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), e: 2.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), f: 2.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), g: 4.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), h: 4.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), i: 4.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), j: 5.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), k: 2.İşlem ile 3.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), l: 5.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), m: 5.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), n: 1.İşlem ile 3.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ).

Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC- ve CV+TC+ grupları için yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.9'da gösterildi.

Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV+TC- ve CV+TC+'da, yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türüne göre oluşan makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan alt gruplar ve p değerleri koyu renk ile Çizelge 4.9'da gösterildi.

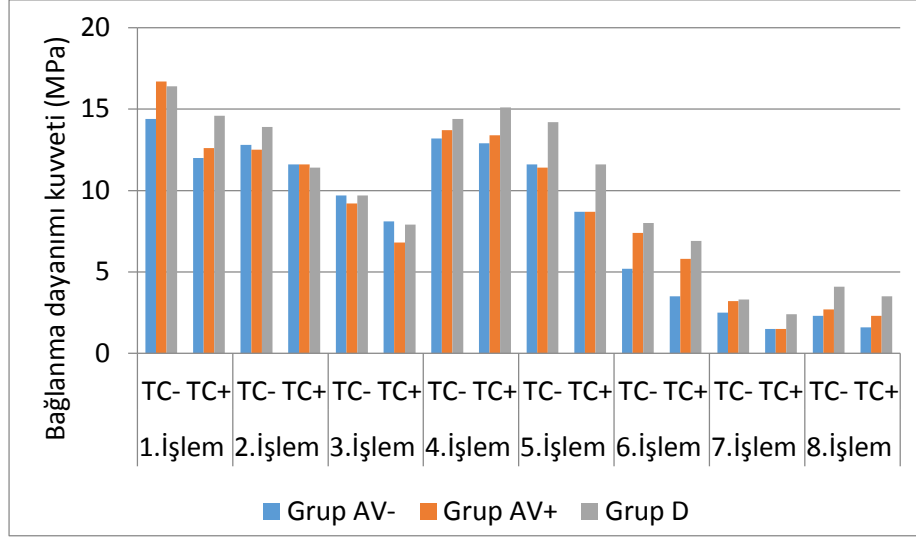
Çizelge 4.10. Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi (Grup DTC-, DTC+, ETC-, ETC+)

	Grup D	Grup E
TC-		
1.İşlem	16,4 (3,6) <sup>a,b,c,d</sup>	15,9 (2,5) <sup>a,b,c,d</sup>
2.İşlem	13,9 (2,0) <sup>e,f</sup>	12,8 (2,8) <sup>e,f</sup>
3.İşlem	9,7 (6,3) <sup>a</sup>	10,9 (3,5) <sup>a</sup>
4.İşlem	14,4 (3,7) <sup>g,h,i</sup>	14,7 (3,0) <sup>g,h,i</sup>
5.İşlem	14,2 (5,0) <sup>j,k</sup>	12,1 (7,0)
6.İşlem	8,0 (2,1) <sup>b,g</sup>	6,9 (6,8) <sup>b,g</sup>
7.İşlem	3,3 (1,5) <sup>c,e,h,j</sup>	4,2 (3,2) <sup>c,e,h</sup>
8.İşlem	4,1 (1,5) <sup>d,f,i,k</sup>	3,9 (5,0) <sup>d,f,i</sup>
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
TC+		
1.İşlem	14,6 (5,3) <sup>c,d</sup>	16,4 (3,6) <sup>b,c,d</sup>
2.İşlem	11,4 (2,6) <sup>e,f</sup>	10,6 (3,6)
3.İşlem	7,9 (3,7)	7,8 (0,4)
4.İşlem	15,1 (6,3) <sup>g,h,i</sup>	13,7 (7,1) <sup>g,h,i</sup>
5.İşlem	11,6 (3,7) <sup>j,k</sup>	11,3 (2,1) <sup>k</sup>
6.İşlem	6,9 (4,2) <sup>g</sup>	6,6 (6,1) <sup>b,g</sup>
7.İşlem	2,4 (3,2) <sup>c,e,h,j</sup>	3,8 (0,4) <sup>c,h</sup>
8.İşlem	3,5 (2,9) <sup>d,f,i,k</sup>	3,3 (3,7) <sup>d,i,k</sup>
p-değeri †	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>

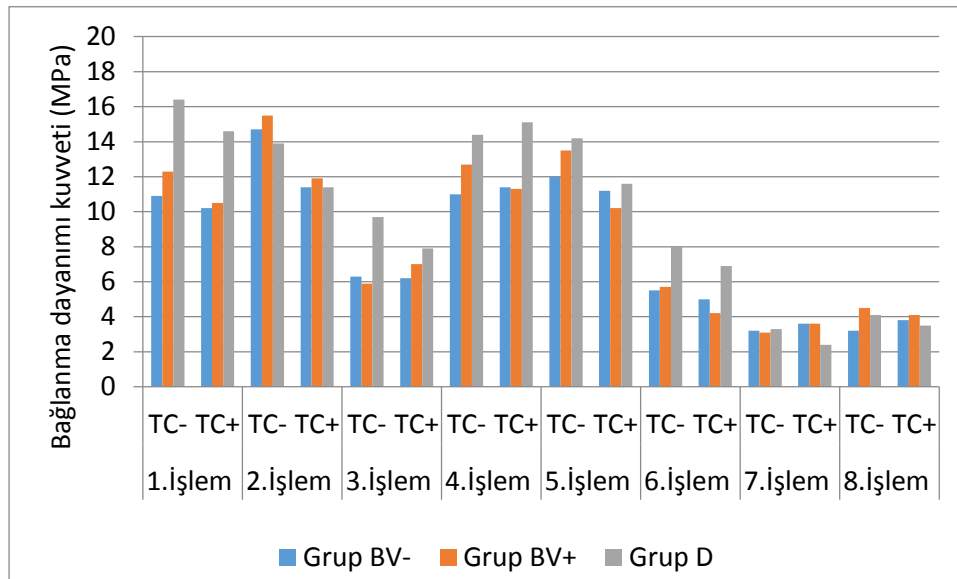
† Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,0031$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 1.İşlem ile 3.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), b: 1.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), c: 1.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), d: 1.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), e: 2.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), f: 2.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), g: 4.İşlem ile 6.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), h: 4.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), i: 4.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,001$ ), j: 5.İşlem ile 7.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ), k: 5.İşlem ile 8.İşlem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,0031$ ).

Yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda DTC-, DTC+, ETC- ve ETC+ grupları için yüzey işlem türünün makaslama testi dayanım değerlerine etkisi Çizelge 4.10'da gösterildi.

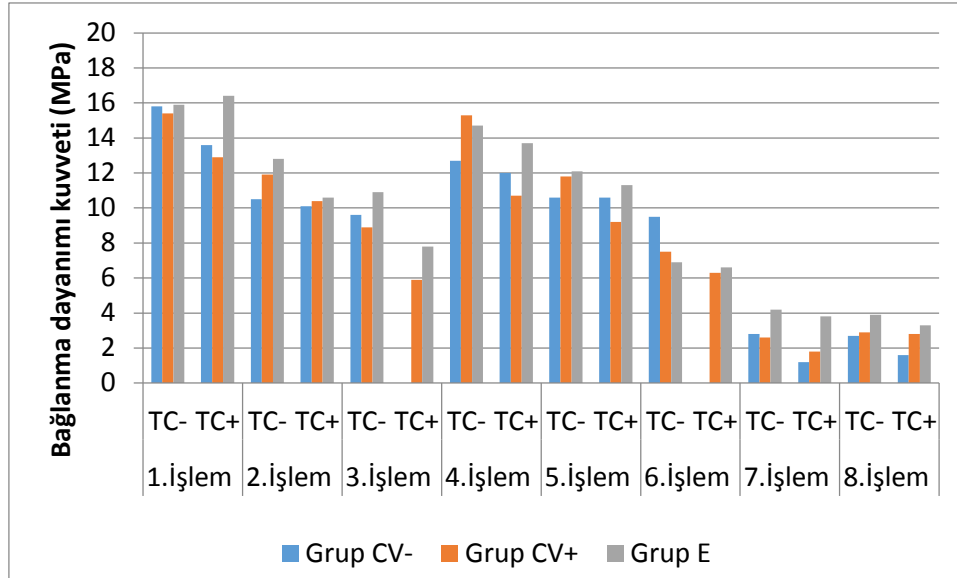
Grup DTC-, DTC+, ETC- ve ETC+' da, yaşlandırma etkisi ve materyaller sabit tutulduğunda, yüzey işlem türüne göre oluşan makaslama testi dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan alt gruplar ve p değerleri koyu renk ile Çizelge 4.10'da gösterildi.



Şekil 4.1. AV-TC-, AV-TC+, AV+TC-, AV+TC+, DTC- ve DTC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği



Şekil 4.2. BV-TC-, BV-TC+, BV+TC-, BV+TC+, DTC- ve DTC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği



Şekil 4.3. CV-TC-, CV-TC+, CV+TC-, CV+TC+, ETC- ve ETC+ grupları için elde edilen makaslama testi dayanım değerlerinin grafiği

## 4.2. Bağlanma Dayanım Testi Sonrasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çizelge 4.11. Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC-, CV-TC+, DTC-, DTC+, ETC-, ETC+) (Ad: adeziv kırık, Kr: karma kırık)

	AV-	BV-	CV-	D	E
<b>1. İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (7/7)	%71,4Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)
TC +	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%100 Ad (7/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%100 Ad (7/7)
<b>2. İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (7/7)	%100 Kr (7/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%100 Ad (7/7)	%100 Ad (7/7)
TC +	%100 Ad (2/2)	%28,6 Ad (2/7) %71,4 Kr (5/7)	%100 Ad (2/2)	%100 Ad (5/5)	%100 Ad (4/4)
<b>3. İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (6/6)	%42,9 Ad (3/7) %57,1 Kr (4/7)	%100 Ad (2/2)	%100 Ad (7/7)	%100 Ad (6/6)
TC +	%100 Ad (3/3)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	*	%75,0 Ad (3/4) %25,0 Kr (1/4)	%85,7 Ad (2/2)

Çizelge 4.11. (devam). Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV-TC-, AV-TC+, BV-TC-, BV-TC+, CV-TC-, CV-TC+, DTC-, DTC+, ETC-, ETC+) (Ad: adeziv kırık p, Kr: karma kırık)

	AV-	BV-	CV-	D	E
<b>4.İşlem</b>					
TC -	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (7/7)	%42,9 Ad (3/7) %57,1 Kr (4/7)
TC +	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%100 Ad (5/5)	%100 Ad (7/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)
<b>5.İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (7/7)	%42,9 Ad (3/7) %57,1 Kr (4/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)
TC +	%100 Ad (7/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (6/6)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%83,3 Ad (5/6) %16,7 Kr (1/6)
<b>6.İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (4/4)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (7/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)
TC +	%100 Ad (3/3)	%80,0 Ad (4/5) %20,0 Kr (1/5)	*	%100 Ad (3/3)	%100 Ad (6/6)
<b>7.İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (2/2)	%33,3 Ad (1/3) %66,7 Kr (2/3)	%100 Ad (1/1)	%100 Ad (3/3)	%100 Ad (3/3)
TC +	%100 Ad (1/1)	%66,7 Ad (2/3) %33,3 Kr (1/3)	%100 Ad (1/1)	%100 Ad (3/3)	%100 Ad (3/3)
<b>8.İşlem</b>					
TC -	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (4/4)	%75,0 Ad (3/4) %25,0 Kr (1/4)
TC +	%100 Ad (2/2)	%100 Ad (2/2)	%100 Ad (1/1)	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (4/4)

\* 3CV-TC+ ve 6CV-TC+ gruplarındaki tüm örneklerde termosiklus sırasında prematür tipte kırık görüldü.

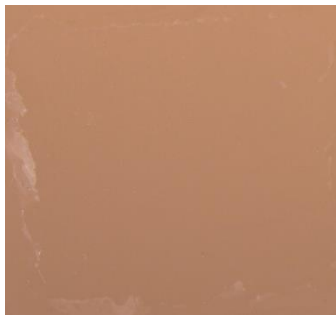
Çizelge 4.12. Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC-, CV+TC+) (Ad: adeziv kırık, Kr: karma kırık, Koh: koheziv kırık)

	AV+	BV+	CV+
<b>1.İşlem</b>			
TC -	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%66,7 Ad (4/6) %33,3 Kr (2/6)
TC +	%66,7 Ad (4/6) %33,3 Kr (2/6)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)
<b>2.İşlem</b>			
TC -	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (2/2)
TC +	%66,7 Ad (2/3) %33,3 Kr (1/3)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (1/1)

Çizelge 4.12. (devam). Makaslama bağlanma testi sonucunda oluşan ve ışık mikroskobu ile belirlenen kırık tipi yüzdeleri (Grup AV+TC-, AV+TC+, BV+TC-, BV+TC+, CV+TC-, CV+TC+) (Ad: adeziv kırık, Kr: karma kırık, Koh: koheziv kırık)

	AV+	BV+	CV+
<b>3.İşlem</b>			
TC -	% 100 Ad (4/4)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (2/2)
TC +	%66,7 Ad (2/3) %33,3 Kr (1/3)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%100 Ad (2/2)
<b>4.İşlem</b>			
TC -	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)
TC +	%80,0 Ad (4/5) %20,0 Kr (1/5)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%100 Ad (6/6)
<b>5.İşlem</b>			
TC -	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%80,0 Ad (4/5) %20,0 Kr (1/5)
TC +	%100 Ad (3/3)	%100 Ad (6/6)	%100 Ad (3/3)
<b>6.İşlem</b>			
TC -	%85,7 Ad (6/7) %14,3 Kr (1/7)	%57,1 Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%80,0 Ad (4/5) %20,0 Kr (1/5)
TC +	%80,0 Ad (4/5) %20,0 Kr (1/5)	%71,4 Ad (5/7) %28,6 Kr (2/7)	%100 Ad (5/5)
<b>7.İşlem</b>			
TC -	%100 Ad (3/3)	%33,3 Ad (1/3) %66,7 Kr (2/3)	%100 Ad (2/2)
TC +	%100 Ad (2/2)	%100 Ad (3/3)	%100 Ad (1/1)
<b>8.İşlem</b>			
TC -	%50,0 Ad (2/4) %50,0 Kr (2/4)	%100 Ad (4/4)	%100 Ad (4/4)
TC +	%100 Ad (3/3)	%75,0 Ad (3/4) %25,0 Kr (1/4)	%50,0 Ad (1/2) %50,0 Kr (1/2)

#### 4.2.1. Işık mikroskobu bulguları

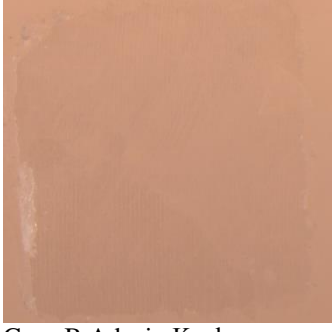


Grup A Adeziv Kırık

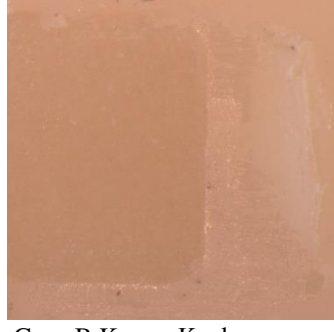


Grup A Karma Kırık

Resim 4.1. Grup A ışık mikroskobu görüntüleri



Grup B Adeziv Kırık



Grup B Karma Kırık

Resim 4.2. Grup B ışık mikroskobu görüntüleri



Grup C Adeziv Kırık

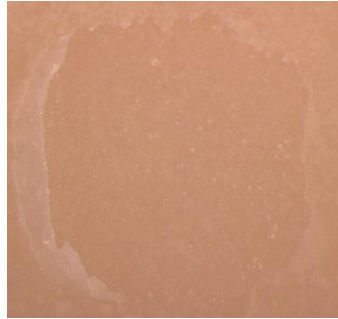


Grup C Karma Kırık

Resim 4.3. Grup C ışık mikroskobu görüntüleri



Grup D Adeziv Kırık



Grup D Karma Kırık

Resim 4.4. Grup D ışık mikroskobu görüntüleri



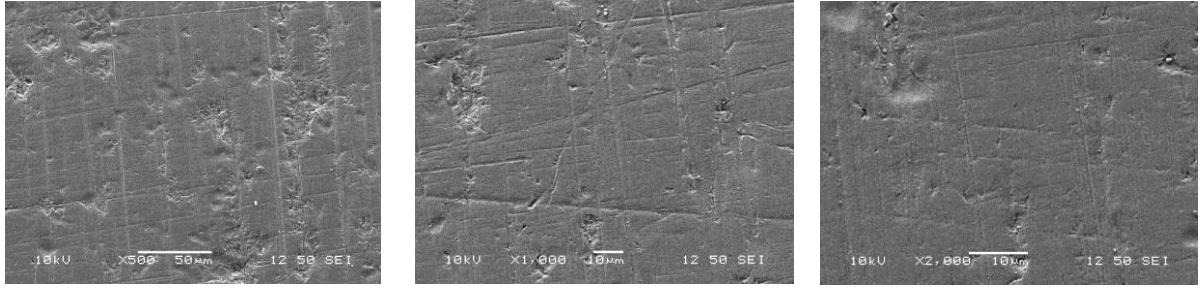
Grup E Adeziv Kırık



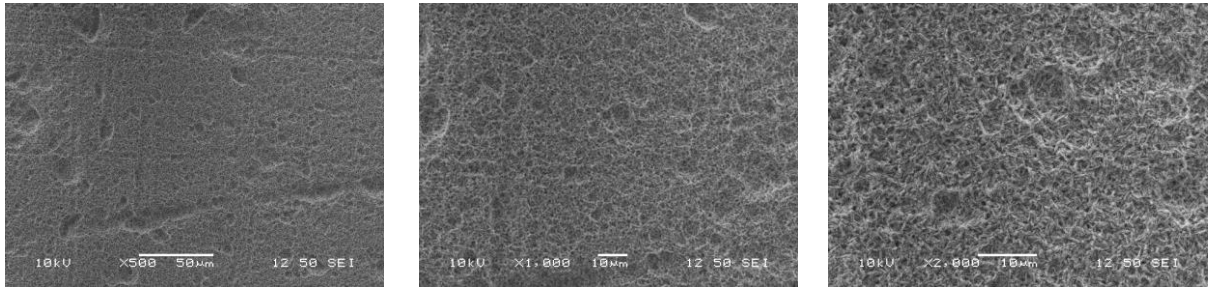
Grup E Karma Kırık

Resim 4.5. Grup E ışık mikroskobu görüntüleri

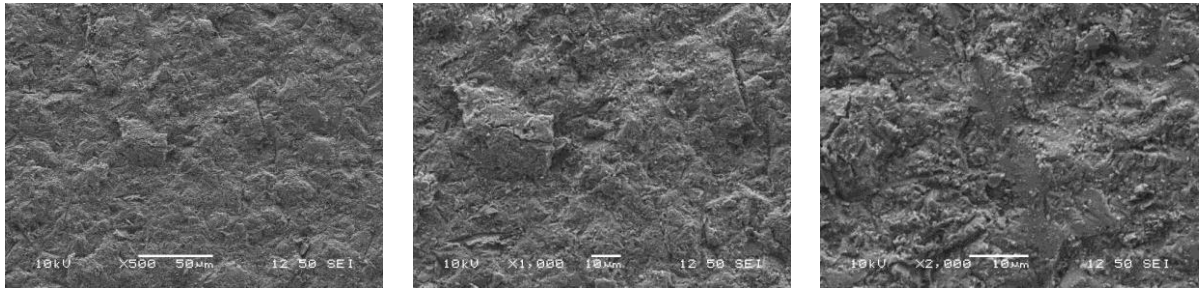
#### 4.2.2. SEM analizi bulguları



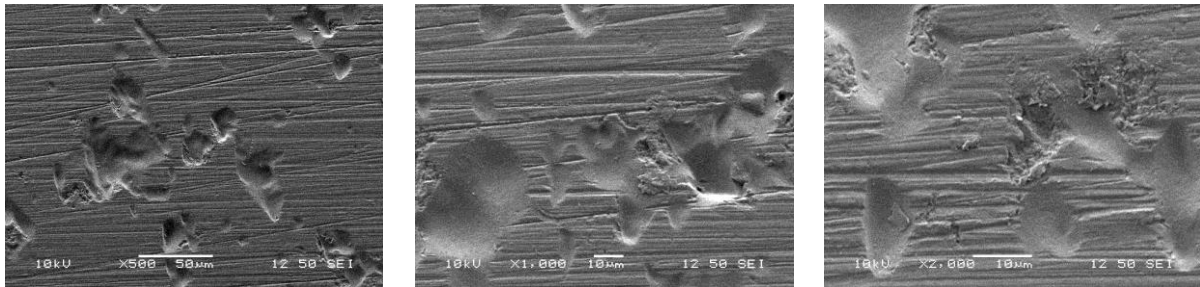
Resim 4.6. Grup A polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri



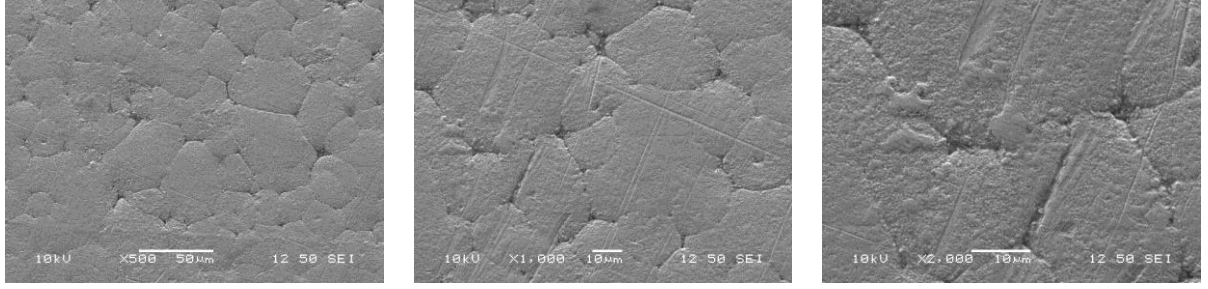
Resim 4.7. Grup A hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



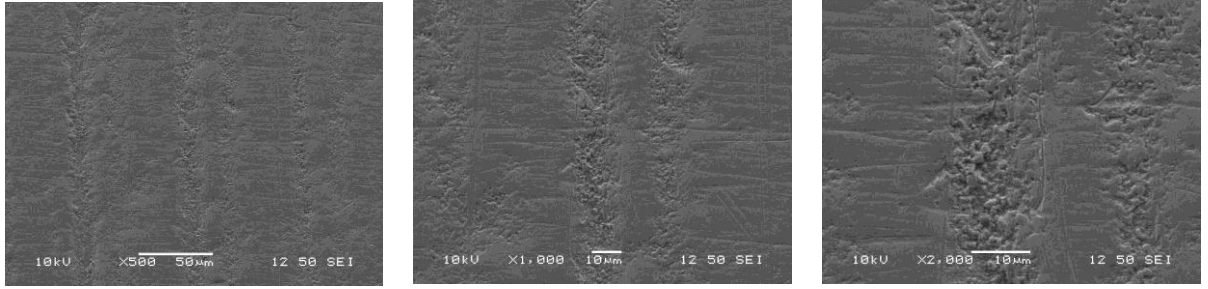
Resim 4.8. Grup A kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



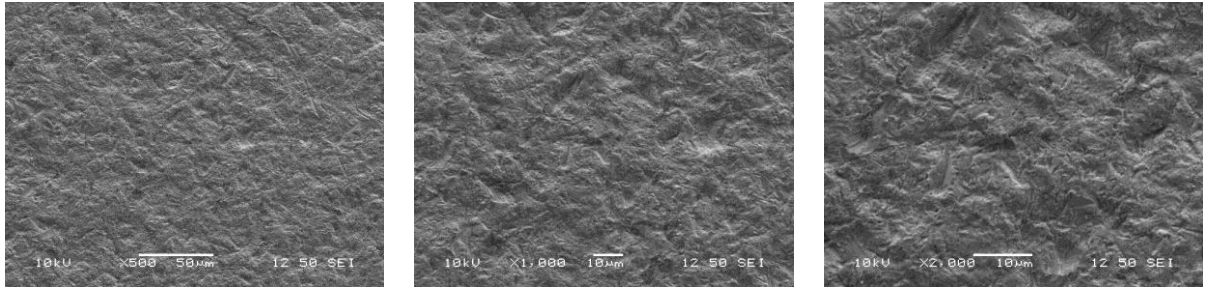
Resim 4.9. Grup A lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



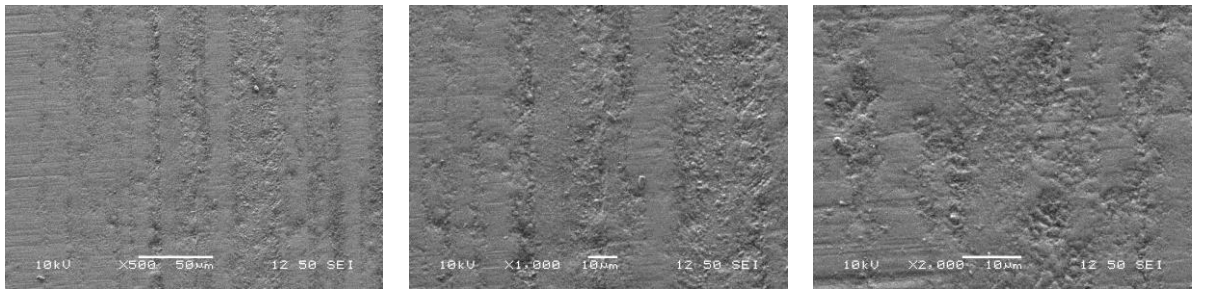
Resim 4.10. Grup B polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri



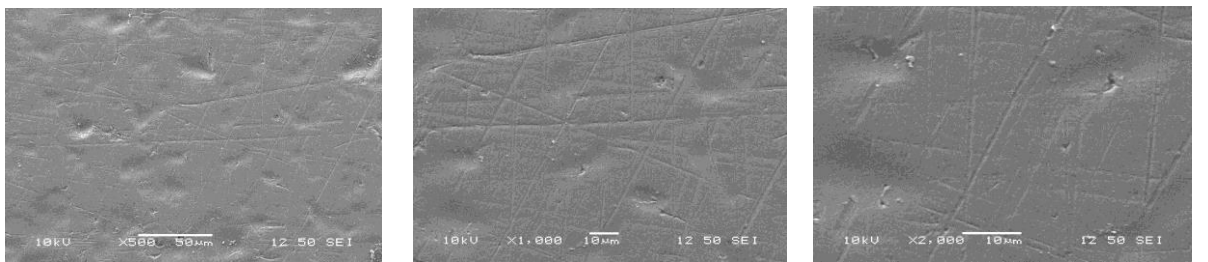
Resim 4.11. Grup B hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



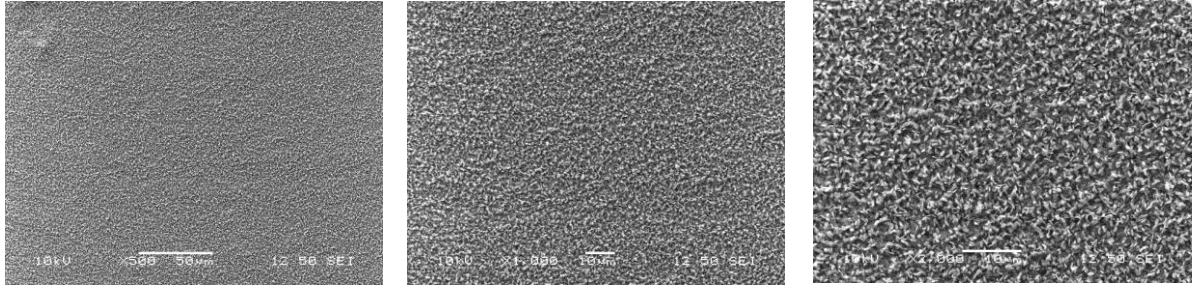
Resim 4.12. Grup B kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



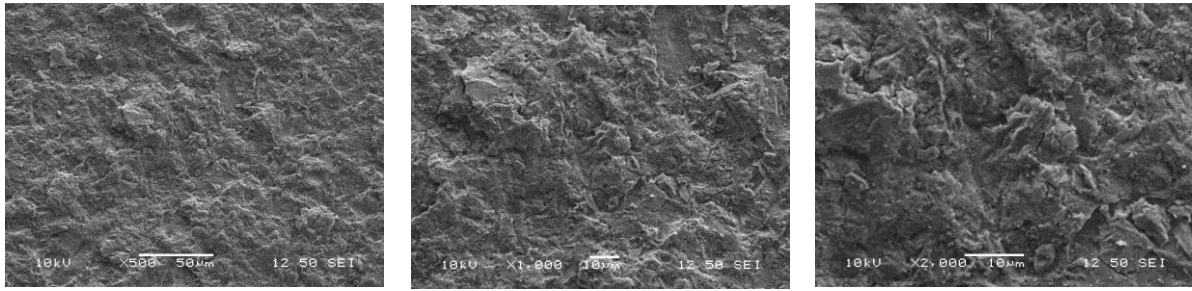
Resim 4.13. Grup B lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



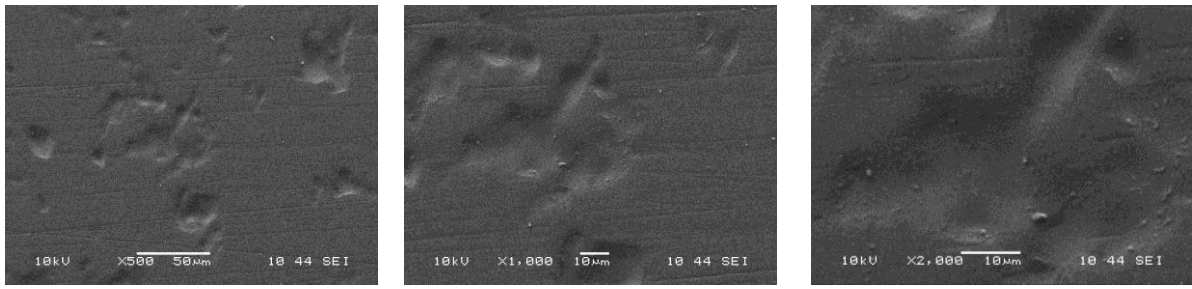
Resim 4.14. Grup C polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri



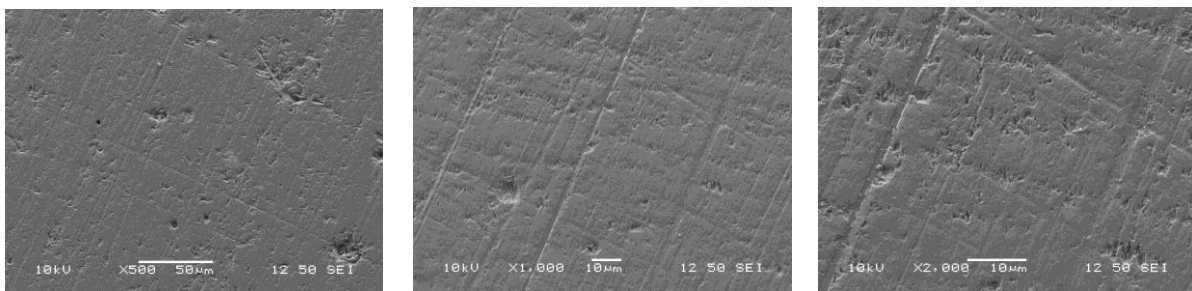
Resim 4.15. Grup C hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



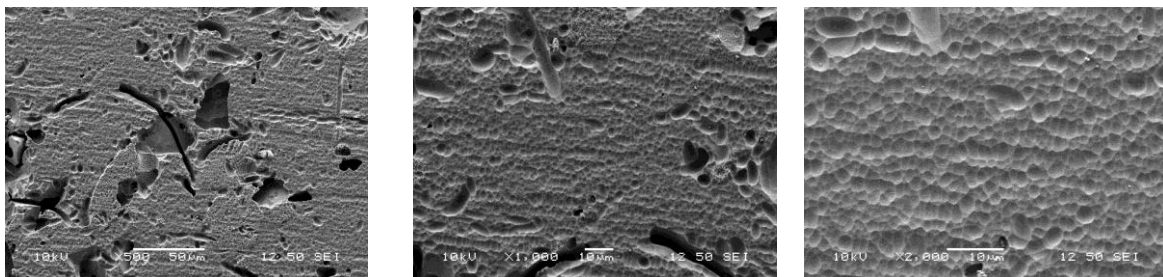
Resim 4.16. Grup C kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



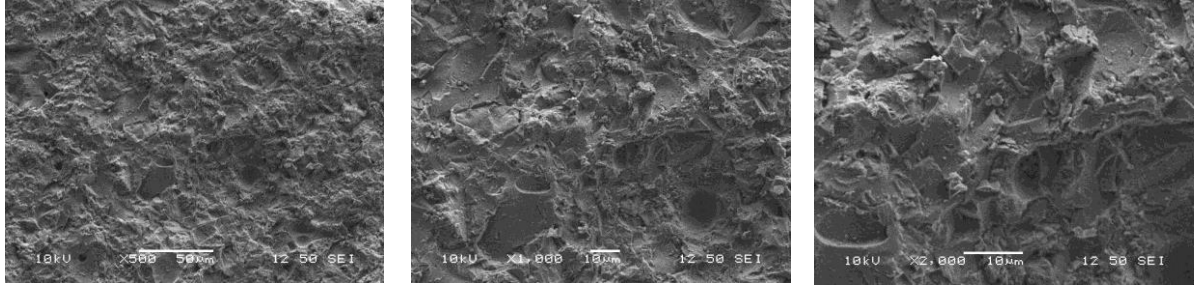
Resim 4.17. Grup C lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



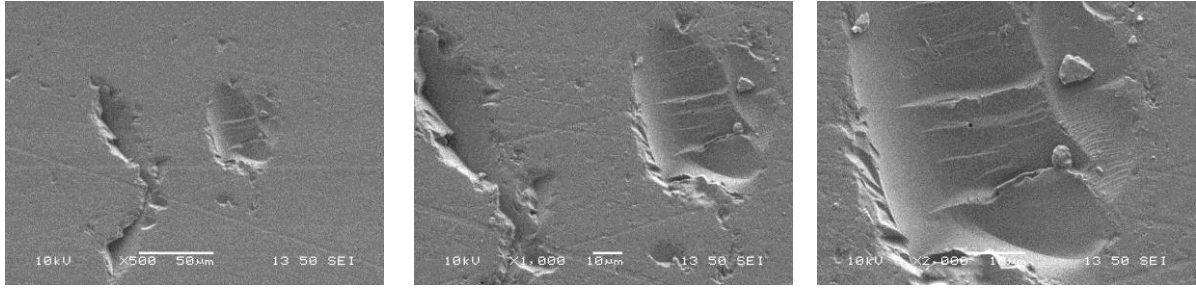
Resim 4.18. Grup D polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri



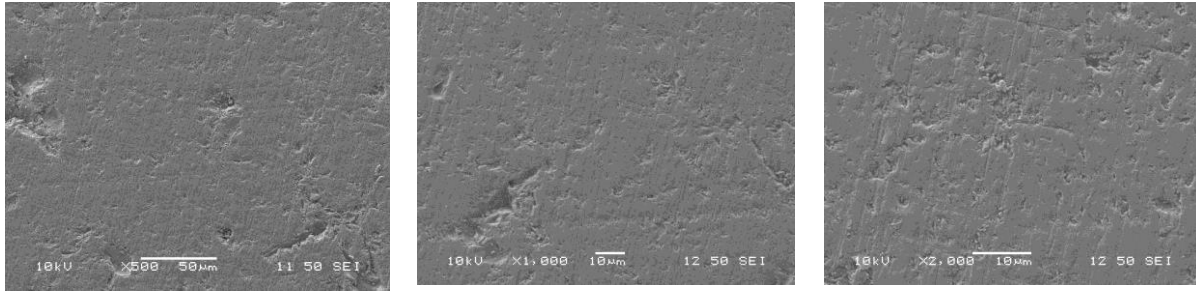
Resim 4.19. Grup D hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



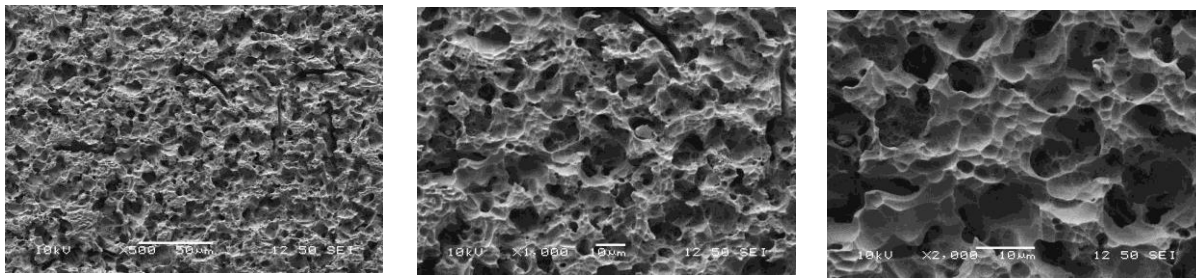
Resim 4.20. Grup D kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



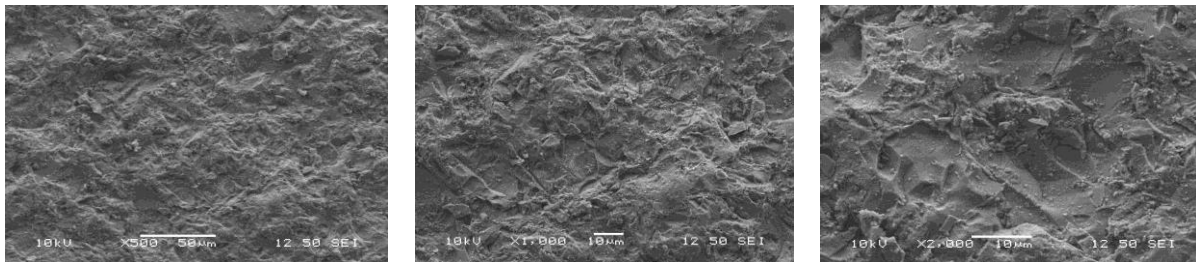
Resim 4.21. Grup D lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



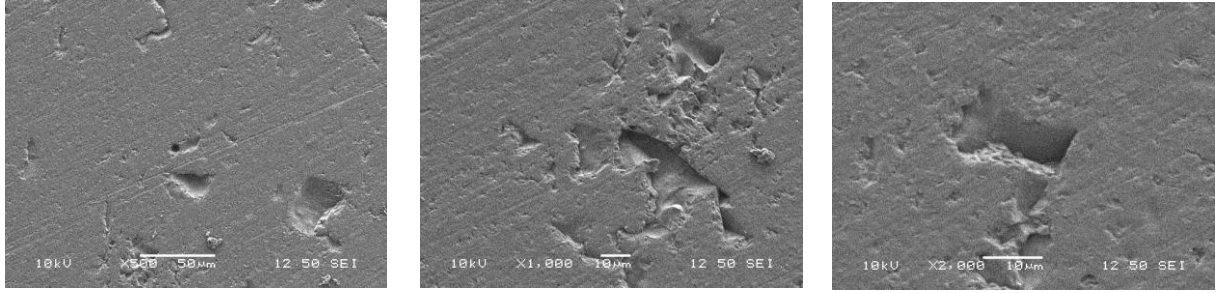
Resim 4.22. Grup E polisajlanmış yüzeyin SEM görüntüleri



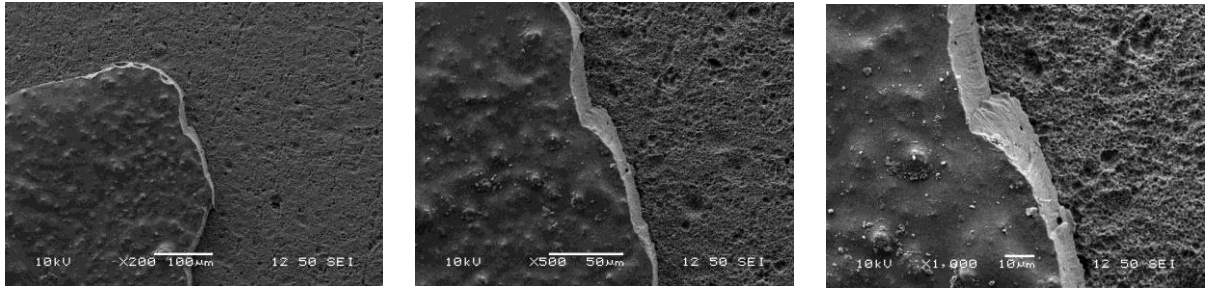
Resim 4.23. Grup E hidroflorik asit uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



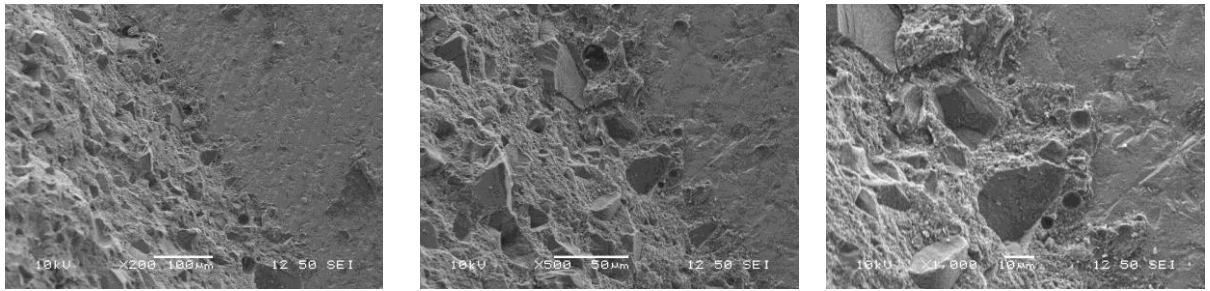
Resim 4.24. Grup E kumlama uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



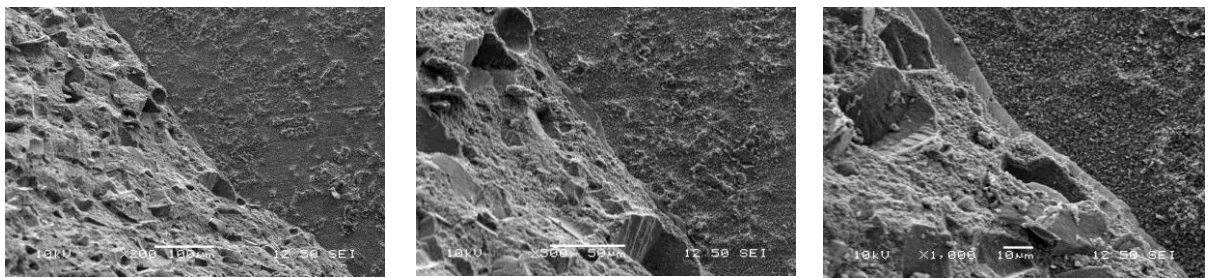
Resim 4.25. Grup E lazer uygulanmış yüzeyin SEM görüntüleri



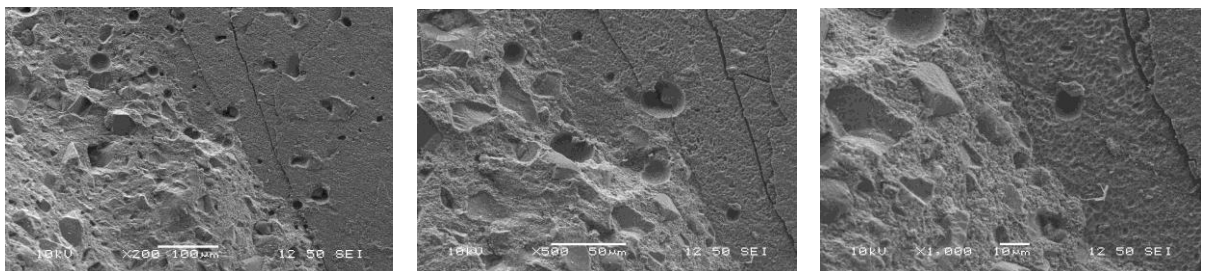
Resim 4.26. Grup A için karma tip kırık SEM görüntüleri



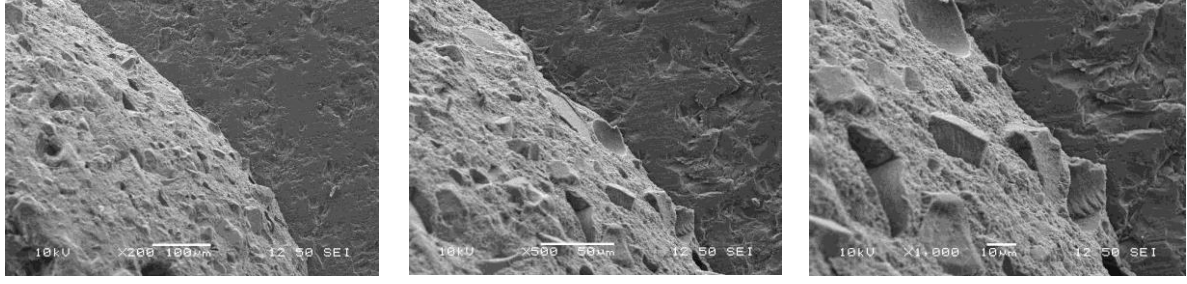
Resim 4.27. Grup B için karma tip kırık SEM görüntüleri



Resim 4.28. Grup C için karma tip kırık SEM görüntüleri



Resim 4.29. Grup D için karma tip kırık SEM görüntüleri



Resim 4.30. Grup E için karma tip kırık SEM görüntüleri

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde CAD/CAM materyallerindeki güncel gelişmeler ile yüksek dayanım ve kolay kullanım hedeflemektedir. CAD/CAM sistemi ile üretilen tam seramik materyaller dayanım, yoğunluk, yüksek kalite ve uygun estetik özellikleri ile geleneksel materyallere göre üstün özelliklere sahiptir [220]. Ayrıca, endüstriyel olarak üretilen bloklar minimal kusur ile daha homojen yapıdadırlar ve CAD/CAM restorasyonlar diğer restorasyonlar ile kıyaslanabilir bulunmuştur [78, 221]. Bu alandaki sistematik gelişim süreci ile birlikte zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklar (Vita Suprinity) geliştirilmiştir. Bu yeni jenerasyon cam seramiklerin, zirkonya seramiklerin dayanım özelliğini ve cam seramiklerin estetik özelliğini barındırdığı belirtilmektedir. Zirkonya seramik ve lityum disilikat cam seramiklere ilişkin mekanik komplikasyon bildiren birçok çalışma olmasına karşın [222, 223], yeni jenerasyon zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklere ilişkin literatür verisi yetersizdir.

Monolitik kullanımın sağladığı avantajların yanısıra, estetik olarak tatmin edici restorasyonların üretimini gerektiren anterior restorasyonlarda halen çift tabaka üretim sürmektedir [224]. Materyallerin monolitik ya da iki tabaka olarak kullanımları karşılaşılan mekanik komplikasyon ile ilişkili olabilmektedir [225].

Veneer porseleninde kırık oluşumu tam seramikler ve metal destekli porselen restorasyonları içeren tüm seramik sistemlerde görülen bir komplikasyondur [85]. Porselen kırıkları, çürüklerden sonra restorasyonun yenilenmesini gerektiren ikinci en büyük nedendir [226]. Restorasyonların yenilenme gereksinimi ya da ağız dışı tamiri ekonomik açıdan ve zaman açısından dezavantajlara sahiptir. Ağız içi tamir süreci ise, restorasyonların ağız içerisinden çıkarmadan eski görünümüne ve sağlamlığına kavuşması, maddi külfeti ortadan kaldırması, çevre dokularda travma yaratmaması, hasta ve dolaylı olarak ülke ekonomisine katkı sağlaması gibi önemli avantajlara sahiptir [85].

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemi ile üretilen ve adheziv olarak simante edilen seramik materyallerin kırılma direnci, dayanıklılığı ve klinik ömrü açısından endişeler artmıştır [29]. Bu nedenle; diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM seramik materyallerinde karşılaşılan kırıkların ağız içi tamiri çalışma konusu olarak belirlenmiştir.

Çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin itriyum ile stabilize zirkonya seramik, lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklar ve bu materyaller ile uyumlu veneer seramikleri ile kompozit rezinler arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırmak ve monolitik ya da iki tabakalı kullanımın bağlantı dayanıma etkisini kıyaslamak ve termosiklusun bağlanmaya olan etkisini incelemektir.

Restoratif ve bağlayıcı sistemlerin değerlendirilmesinde in vivo çalışmalar, önemli bir yer tutmakla birlikte; bu testler, uzun zaman alması ve ağız içerisinde eş zamanlı oluşan farklı streslerin test edilen faktör üzerindeki etkilerinin objektif olarak ayırt edilememeleri nedeni ile güvenilirlikleri düşük olabilmektedir [227]. Bu nedenle, bağlayıcı sistemlerin etkinliklerinin kıyaslanmasında güvenilir verilerin elde edilmesi için vitro testler tercih edilmektedir [82]. İn vitro testlerde tüm klinik koşullar detaylı şekilde simüle edilememesine karşın [106], değişkenlerden bazıları sabit tutularak tek bir etki değerlendirilebilmektedir [228]. Bu amaçla, sıklıkla bağlanma dayanım testleri (bond strength tests) tercih edilmektedir [4, 82, 142, 227]. Tamir işlemindeki başarının seramik-kompozit bağlantı dayanımına bağlı olduğu düşünülen çalışmamızda da literatüre uygun olarak; çalışma kapsamının ve örnek sayısının fazla oluşu nedeni ile ve daha kısa sürede sonuç alınabilmesi amacı ile in vitro bağlanma test yöntemi tercih edilmiştir.

Seramikler ve rezin bazlı materyaller arasındaki bağlantının test edilmesinde birçok bağlanma testi önerilmekle birlikte [166, 210], makaslama ve mikrogerilim testleri sıklıkla tercih edilen yöntemlerdir [205]. Makaslama bağlanma testi, adeziv ajan ile bağlanan iki materyal arasında kırılma gerçekleşene kadar, bağlantı arayüzünden kuvvet uygulanan bir test yöntemidir. Bu test yönteminin uygulaması, alternatiflerine kıyasla daha basittir. Ayrıca sonuçlar daha hızlı elde edilmektedir [229]. Çalışmamızın seramik gibi kırılğan doğaya sahip materyaller üzerinde olması, çalışmanın oldukça kapsamlı olması ve örnek sayısının fazla olması nedeniyle makaslama bağlanma testi kullanılmıştır. Bunların yanında, makaslama testinin sıklıkla kullanılması [166, 210], seramik tamir çalışmalarında literatür desteğinin geniş olması ve çalışma sonuçlarının kıyaslanması açısından geniş bir skala sunması [121, 136, 142, 230, 231] nedeni ile çalışmamızda makaslama bağlanma testi tercih edilmiştir. Matematiksel stres analizleri ve sonlu eleman analizleri bağlanma arayüzündeki stresin homojen olmadığını, aynı zamanda örnek ve yükleme ucunun geometrisine de bağlı olduğunu göstermektedir. Uygulanacak kuvvetin bağlantı arayüzüne

mümkün olduğunca yakın alandan iletilmesi ve kompozit rezin yüzeyine kesici ucun tüm yüzeyinin eş zamanlı dokunmasının sağlanması gerekmektedir [229]. Bu amaçla bıçak sırtı şeklinde sonlanan kesici uç kullanılmıştır.

İn vitro çalışma planında, klinik olarak oluşabilecek kırık durumunda farklı tip materyallerin kırık hattında yer alabileceği göz önünde bulundurularak, her iki tip materyalin de açığa çıktığı kırık hattını taklit eden örneklere yer verilmiştir. Tam seramik restorasyonlar, monolitik ya da iki tabakalı olarak kullanılabilirler. Uygun estetik sonucun sağlanabilmesi amacıyla tam seramik restorasyonlar iki tabakalı olarak materyal ile uyumlu feldspatik veneer seramiği ile veneerlenebilmektedir. Sıklıkla karşılaşılan porselen veneerin koheziv kırığı klinik tablosunun yanısıra, altyapı materyalinin de açığa çıkacağı büyüklükte kırıklar, klinik olarak karşılaşılan problemlerdir. Veneerleme materyalindeki kırık boyutunun ve şeklinin; rezin kompozitleri kullanan ağız içi tamir yöntemleri üzerine etkisi olabilmektedir [232]. Tam seramik restorasyonlarda, veneer porseleni kırık tipine ilişkin birçok çalışma olmasına karşın [76, 223], yalnızca limitli sayıda çalışma açığa çıkan materyale uygulanabilecek yüzey işlemine ilişkin öneride bulunmaktadır [85, 178]. Özcan ve diğerleri [232] ve Lee ve diğerleri [178] çalışmalarında, kırık yüzeyinde farklı tipte seramik materyallerinin açığa çıktığı klinik tabloları, bu materyalleri bir arada içeren örnek yüzeyleri ile simüle etmişlerdir.

Bağlanma çalışmalarında verilerin doğru bir şekilde kıyaslanabilmesi için seramik yüzeyinin standart hale getirilmesi gerekmektedir. Pek çok araştırmacı zımparalama işlemi için farklı grenlere sahip silikon karbid zımparaları tercih etmişlerdir [232–235]. Çalışmalarda sıklıkla 400, 600, 800, 1 000 ve 1 200 gridlik zımparalar kullanılmaktadır [235, 236]. Çalışmamızda da 600 grit ile başlanıp 800 grit ve 1 200 grit zımparalar uygulanmıştır.

Ağız içi seramik tamirin başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için uygun yüzey şartlandırma işlemi esas teşkil etmektedir [136]. Elmas frez ile pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme, kumlama ve lazer uygulama, ağız içi seramik tamir işlemlerinin in vitro olarak test edildiği çalışmalarda sıklıkla kullanılan mekanik yüzey pürüzlendirme işlemleridir [85, 136, 237, 238]. Frezle pürüzlendirme işlemi mekanik restansiyonun sağlanması için etkili bir yöntem olarak görülmesine karşın, Jain ve diğerleri [142], elmas frez ile pürüzlendirmenin seramik yüzeyinde keskin yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu ve

seramik yüzeyinde stres konsantrasyonunda artış ve takip eden kırık oluşumuna sebep olan mikrokırıklara sebep olduğu ileri sürmüştür. Bu nedenle çalışmamızda, elmas frez ile pürüzlendirme işlemi test edilmemiştir. Seramiklerin ağız içi tamirleri için asitle pürüzlendirme ve kumlama işlemleri üzerine çalışmalar mevcuttur [4, 85, 111, 178]. Fakat, lazer ile pürüzlendirme ve bu işlemin etkinliğine ilişkin veri halen oldukça kısıtlıdır [160, 237]. Çalışmamızda seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla, asitle pürüzlendirme, kumlama ve lazer uygulamaları seçilmiştir.

Asit ile pürüzlendirme işlemi, seramiklerin rezin bazlı materyallere bağlanması öncesinde seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Asidüle edilmiş fosfat florid, fosforik asit ve hidroflorik asit seramik tamirinde kullanılan asit tipleridir [4]. Asidüle edilmiş fosfat florid ve fosforik asit, sağlık açısından daha az risk taşımalarına karşın [85], çalışmalarda hidroflorik asite kıyasla daha az mikroretantif yüzey oluşturdukları gösterilmiştir [109, 179, 180]. HF asitin silikat seramiklerdeki yüksek pürüzlendirme etkinliklerinin yanı sıra, oksit seramiklerde yapıdaki bağlantıları kırabilecek güçte olmamaları, tercih edilmemelerine neden olmaktadır [129]. Fakat, yeni jenerasyon cam seramiklerin lityum disilikat cam seramiklerden farklılığının mikro yapılarındaki zirkonya içeriğindeki artış olması, bu yeni jenerasyon materyalin hidroflorik asit uygulaması sonucundaki yüzey karakteristiği ve diğer yüzey işlemleri ile bağlanma dayanımının kıyaslamasına zirkonya seramik yüzeyinin de dahil edilmesi gerekliliğini oluşturmuştur. Asit konsantrasyonu ve pürüzlendirme süresi seramik tipine bağlı olmakla birlikte, seramik tamiri çalışmalarında yüksek etkinliği nedeniyle hidroflorik asit tercih edilmektedir [135]. Bu nedenle çalışmamızda, lityum silikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve zirkonya seramik yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi amacıyla %9'luk hidroflorik asit tercih edilmiştir.

Kumlama ile pürüzlendirme işlemi, ağız içi seramik tamir işlemlerinde sıklıkla kullanılan hidroflorik asit uygulamasının canlı dokular üzerindeki olası toksik ve yakıcı etkisi nedeniyle [135], alternatif olarak uygulanabilmektedir [81]. Klinisyenler, ağız içi kumlama cihazları kullanarak minimal güvenlik riski ile etkili yüzey pürüzlülüğü oluşturabilmektedirler. Ancak kumlama, yüzey defektleri oluşturarak seramik dayanımını riske atabilmektedir [138]. Bu nedenle, kumlama sırasındaki basıncın azaltılması seramik yüzeyindeki olumsuz etkinin azaltılması açısından avantaj sağlayabilmektedir [239]. Kern ve diğerlerinin [239], kumlama basıncının zirkonya yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük

etkinliğini deęerlendirdikleri çalıřmalarında, kumlama basıncının 2,5 bardan, 0,5 bara dūřurūlmesinin yūzey pūrūzlūlūęūnū azalttıęı, aynı zamanda dayanımı da azalttıęı rapor edilmiřtir. Çalıřmalarda, 2-3 bar basınçla 50 mikrometrelik alūminyum oksit ile hava abrazyonunun yūzeyi temizleyeceęi, pūrūzlendireceęi, geniřleteceęi ve aktive edeceęi bildirilmiřtir [183, 239]. Kumlama iřlemi cam seramiklerde ileri dōnemde materyalin kırılmasına neden olabilecek yūzey kusurları oluřturabilmesine karřın [85], alternatiflerine kıyasla daha güvenli olması nedeniyle tercih edilebilmektedir [81]. Ayrıca; zirkonya seramik yūzeylerinde dayanıklı rezin baęlantısı saęlanmasında etkili gōrūlmektedir [239]. Çalıřmamızda aęız içi seramik tamirinde kumlamanın rutin kullanımda olması nedeniyle, uygulamanın materyal karakteristięi üzerine etkisinin kıyaslanması amaçlanmıřtır. Yeni mikro yapıya sahip zirkonya ile gūlendirilmiř cam seramiklerine kumlamanın etkisinin deęerlendirilmesi ōngōrūlmūřtur. Bu nedenle çalıřmamızda, pūrūzlendirme iřlemi olarak 2,8 bar'lık basınçla 10 mm mesafeden 20 sn sūre ile 50 μm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile pūrūzlendirme de yūzey iřlemi olarak uygulanmıřtır.

Lazer ile pūrūzlendirme iřlemi, seramik yūzeyinin pūrūzlendirilmesi amacıyla kullanılabilen yūzey iřlemlerinden biridir. Erbium lazerler, seramik yūzeylerindeki su üzerine etki ederek vaporizasyon ve ablasyona sebep olur ve seramik yūzeyinin pūrūzlendirilmesini saęlamak için kullanılmasının uygun olduęu dūřūnūlmektedir [161]. Gūncel lazer sistemlerin seramik yapılar üzerindeki yūzey pūrūzlūlūęūnū saęlayabilme kapasiteleri çalıřmalarda enerji yoęunluęu deęerlerinin deęiřimi yoluyla test edilmiřtir. Çalıřmalarda genellikle 0,5-6 W enerji yoęunluęu deęerleri kullanılmıřtır. Fakat klinik olarak ōnerilebilecek standart uygulama verileri henūz kesinleřmemiřtir. Akhavan Zanjani ve dięerleri [107], zirkonya seramik ve rezin siman baęlantısında Er,Cr:YSGG lazerin 2W ve 3W enerjide uygulanmasını kıyaslamıřlar ve 3W enerjinin 2W'a kıyasla daha iyi baęlanma dayanımı saęladığına rapor etmiřlerdir. Benzer řekilde Eduardo ve dięerleri [158], alūmina seramik yūzeyinde Er,Cr:YSGG lazer kullandıkları bir çalıřmada yūksek enerji parametrelerinde bile (0,5-5 W) lazer uygulaması sonucu mikro çatlak, erime ya da renk deęiřiklięi olmadığını ve lazer uygulamasının tribokimyasal kaplama ile benzer baęlanma dayanım sonuçları verdięini belirtmiřlerdir. Zirkonya seramik üzerine olan çalıřmaların dıřında, Kursoglu ve dięerlerinin [162], lityum disilikat cam seramik yapının rezin siman ile baęlantısında Er,Cr:YSGG' in deęerlendirildięi bir çalıřmada, 1,5 ve 2,5 W deęerleri baęlanma dayanımını arttırırken, 6W 'lık enerji parametresinin baęlanmada etkisiz olduęu ifade edilmiřtir. Zirkonya seramik ve cam seramiklerin lazer ile

pürüzlendirilmesine ilişkin uzun dönem klinik çalışmalar yeterli değildir. Fakat, kumlama ve asit uygulamalarının limitasyonları nedeni ile seramik-rezin bağlantısının geliştirilmesine yönelik yeni tekniklere ihtiyaç vardır [162]. Bu nedenle çalışmamızda, seramik yüzey pürüzlendirme amacıyla MGG6-6 safir uç ile 3W enerji değerinde Er,Cr:YSGG lazer kullanılmıştır.

Seramik-rezin bağlantısının sağlanmasında mekanik yüzey işlemlerinin yanı sıra kimyasal bağlanma da önem taşımaktadır [85]. Seramik restorasyonların tamiri için tanımlanmış standart bir protokol ile uygulanan materyal olmaması nedeniyle, mevcut bağlayıcı sistemlerin farklı kombinasyonlar ile kullanımı rutin hale gelmiştir [142]. Heterojen sistemlerin arayüzünde oluşan kimyasal bağlantı kuvvetinin, fonksiyonel monomerler ve seramik yüzeyindeki metal iyonları ile oluştuğu düşünülmektedir [166, 174]. Silan kaplama ajanı ve bond uygulaması, bağlanmanın kimyasal basamağını oluşturmaktadır [85]. Son yıllarda kullanımı artan 10-metakriloksidesil dehidrojen fosfat (MDP) monomerinin formülasyonu üstün bağlanma başarısı göstermektedir [142, 165]. 10-MDP yalnızca bazı yapıştırma ajanlarında değil (Örn: Panavia ürün ailesi), bazı primerlerin (Clearfil Ceramic Primer) içerisinde de yer almaktadır [239]. Günümüzde ağız içi seramik tamirinin başarısını değerlendiren çalışmalarda, sıklıkla MDP içeren bağlayıcı sistemlerin kullanımı ön plana çıkmaktadır [85, 142]. Seramik yüzeyine 10-MDP gibi bağlayıcı fonksiyonel monomer içeren primerler ile yüzey işlemi uygulanması, rezin ve seramik bağlantısının geliştirilmesi için önerilmektedir [166, 174, 240]. Bu bağlayıcı monomerler içerisindeki ester fosfat grubunun, van der Waals kuvvetleri ya da hidrojen bağları gibi sekonder kuvvetler ile seramik-rezin arayüzünde kimyasal bağlantı oluşturabildiği ortaya konmuştur [142, 239]. Çalışmamızda silan (Ultradent) / bond (Clearfil universal bond) ve buna alternatif olarak üretilen tek aşamalı silan (Clearfil Ceramic Primer) kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan bond ve primer, MDP monomeri içermeleri nedeni ile seramik tamir işlemlerinde kullanımı önerilen ürünlerdir. Üretici firmanın tek komponentli silan olan Clearfil Ceramic Primer'in bağlayıcı kullanılmaksızın seramik tamirinde başarılı bağlanma sağlayacağı yönündeki iddiası nedeniyle klinik uygulama basamağını azaltacak olan bu uygulama rutin silan/bond uygulaması ile kıyaslanmıştır.

Fonksiyonel kuvvetlere karşı dirençli olması için kompozit rezin ve restorasyon kırık yüzeyi arasında sağlanan bağlantının; yeterli dayanıklılık, iyi bir adaptasyon ve rijiditeye sahip olması gerekmektedir [195]. Tamir işlemi için kullanılacak kompozit rezinin tipinin,

doldurucu içeriğinin ve partikül boyutunun bağlanmada etkin rol oynadığı belirtilmektedir [4]. Yapılan çalışmalarda, daha büyük partikül boyutuna sahip kompozit rezinler ya da hibrit tip rezinler, mikro dolduruculu kompozitlere kıyasla seramik ara yüzünde daha yüksek bağlantı dayanımı sağlamışlardır [4, 195]. Günümüzde, mikro-hibrit kompozit rezin içeren tamir setlerinin yanısıra, nano-hibrit kompozit rezin içeren tamir setleri de mevcuttur [142]. Seramik tamirinde mikro hibrit kompozitler kullanılmasına karşın [82, 236], son zamanlarda partikül boyutu daha büyük ve doldurucu içeriği daha düşük olan nanohibrit kompozitlerin geliştirilmesi ile birlikte seramik tamirinde bunların kullanımları gündeme gelmiştir [82, 196]. Jain ve diğerleri [142], nanohibrit kompozitlerin kullanıldığı tamir işlemlerinin (mikro hibrit kompozitlere kıyasla partikül boyutu büyük / doldurucu içeriği düşük), mikro hibrit kompozitler ile yapılan tamir işlemlerine göre daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Kompozit rezin mikro yapısındaki tüm bu gelişmeler ışığında çalışmamızda, seramik restorasyonların ağız içi tamirinde önerilen nano doldurucu içeren restoratif kompozit rezin kullanılmıştır [241].

Bağlantının uzun dönem stabilizasyonunun sağlanmasında, kompozit rezinlerin polimerizasyonu büyük önem taşımaktadır. Güncel olarak kullanıma giren LED ışık cihazı (VALO) farklı modlarda kullanılabilen ve  $3\ 200\ \text{W}/\text{cm}^2$ 'e kadar güç çıkışı yapılabilmektedir [242]. Bu cihazın standart, yüksek güç ve ekstra güç olmak üzere 3 farklı güç modu bulunmaktadır. Seramik kırığı tamir sistemlerinin incelendiği bu çalışma için en güncel ışık cihazı olan VALO (LED), klinik olarak pulpa hasarı ihtimali olmayan durum taklit edildiği için ekstra güç modunda kullanılmıştır. Ekstra güç modunda  $3\ 200\ \text{mW}/\text{cm}^2$  güç ile her 2 mm kompozit tabakası için her yönden 3 sn süreyle ve bitiş polimerizasyonu için 2 kere 3 sn süreyle ışınlanması önerilmektedir [243].

Seramik tamirlerinde seramik-kompozit rezin arayüzünde sağlanan bağlanma dayanımı restorasyonun klinik başarısını belirlemektedir [196]. Çalışmamızda beş farklı tip materyalin, sekiz farklı tip yüzey işleminin, iki farklı tip kırık yüzeyi kombinasyonunun ve termosiklus etkinliğinin değerlendirilmesi nedeniyle oldukça fazla sonuç kombinasyonu incelenmiştir.

Mikromekanik pürüzlendirme sağlamak amacıyla uygulanan yüzey işlemlerinin seramik yüzeyine etki mekanizmaları, diş yüzeyine etki mekanizmalarından farklılık göstermektedir [150]. Çalışmamızda yüzey işlemi türü ve yaşlandırma etkisi sabit

tutulduğunda, materyallerin makaslama testi dayanım değerlerine etkileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Çizelge 4.2). Bunun nedeninin, MDP içeren bağlayıcı ajan kullanımını olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blokların tüm gruplarında (veneerlenerek ve veneerlenmeden (monolitik) uygulanan, termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplar) (Grup AV-TC-/AV-TC+, Grup AV+TC-/AV+TC+), hidroflorik asit uygulaması sonrasında hem tek hem de iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulamasını içeren (1. ve 4. yüzey işlemi) gruplarda, lazer uygulaması sonrasında tek aşamalı bağlayıcı uygulamasını içeren (6. yüzey işlemi) grup ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına kıyasla, belirgin düzeyde yüksek sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca, mikromekanik işlem olarak hidroflorik asit uygulanması sonrasında farklı bağlayıcı sistemlerin kullanıldığı 1. ve 4. yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum, hidroflorik asit uygulamasının seçilecek kimyasal basamaktan bağımsız olarak seramik yüzeyinde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağlayacağı düşüncesini desteklemektedir.

HF asit, seramik içerisindeki cam faza etki ederek çözünme oluşturmakta ve kristal alanların açığa çıkmasını sağlayarak mikropöröz retansiyon sağlamaktadır. Bu mikropörözite yüzey alanını artırarak, rezin yapısı ile mikromekanik kilitlenme sağlamaktadır [244]. Filho ve diğerleri [169], silan uygulamasının IPS Empress 2 seramiklerin kompozit rezin ile bağlantı dayanımında ana etkili faktör olduğunu göstermelerinin yanı sıra, çalışmamızla benzer şekilde hidroflorik asit uygulamasının en yüksek bağlantı değerini sağladığını göstermişlerdir. Kursoğlu ve diğerleri [162], lityum disilikat cam seramiklerde, hidroflorik asit uygulamasının rezin simanlara en yüksek bağlanma dayanımı sağladığını göstermişlerdir. Çalışmalarında en yüksek bağlanma değeri elde ettikleri hidroflorik asit grubunda ( $8,42 \pm 1,86$  MPa) bizim çalışmamıza kıyasla düşük bulunan bağlanma dayanımı, pürüzlendirme süresi (90 sn) ile ilişkilendirilebilir. Bunun yanı sıra Kursoğlu ve diğerleri [162], çalışmalarında 1,5W ve 2,5 W'lık Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmesine karşın, watt değerinin 6'ya çıktığı grupta bağlanma değerinde düşüş gösterdiğini belirtilmişlerdir ve hidroflorik asit etkinliği lazere göre yüksek bulunmuştur. Bu çalışmanın aksine, Gökçe ve diğerleri [237] Empress 2 yüzeyinde hidroflorik asit ve farklı enerji düzeylerinde Er:YAG lazer uygulamalarının etkinliklerini kıyasladıkları çalışmalarında, düşük enerji düzeyinde lazer

uygulamasının asit uygulamasına kıyasla anlamlı düzeyde olmamasına karşın daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini ve lazer uygulamasının cam seramiklerde yüzey işlemi olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Bu durum, lazer uygulamasının yüzeyde oluşturduğu düzensiz morfoloji ve cam fazın çözünmesi ile açığa çıkan lityum disilikat kristalleri ile ilişkilendirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, bunun aksine, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda, 3W'lık lazer etkinliği, hidroflorik asit etkinliğine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ( $p < 0,001$ ).

Çalışmamızda, asit uygulaması, kumlama ve lazer yüzey işlemlerinin farklı seramik yapıları üzerinde farklı etkiler oluşturmasına karşın, kompozit rezin yüzeyine makaslama bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması, kullanılan bağlayıcı sistemlerin içeriğine bağlanabilir. SEM analizi, lityum disilikat cam seramiklere lazer ve hidroflorik asit uygulamasının yüzeyde oluşturduğu etkide belirgin düzeyde farklılık göstermektedir (Resim 4.7 ve Resim 4.9). Bu sonuçlar, hidroflorik asit ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğündeki artışın bağlanma dayanımında da artış sağladığını düşündürmektedir. İlave olarak, kırık tipleri incelendiğinde, hidroflorik asit uygulanan gruplarda adeziv kırıkların yanı sıra karma tip kırıklarla da karşılaşılmıştır. Bunun yanısıra lazer uygulanan gruplardaki kırıkların tamamının adeziv kırık olması ve lazer grubunda diğer gruplarla kıyaslanınca fazla sayıda prematür kırık olması da lazer bağlantısının zayıf olduğunu düşündürmekte ve hidroflorik asit ile yapılan yüzey işleminin daha başarılı olduğu kanısını uyandırmaktadır.

Çalışmalarda, silikat seramik yüzeyleri için uygun asitle pürüzlendirme ve mekanik işlem yöntemleri konusunda fikir birlikteliği olmamasına karşın silan uygulaması temel uygulama olarak görülmektedir [109, 169, 209]. Peumans ve diğerleri [182] çalışmalarında, en yüksek bağlanma dayanımını hidroflorik asit uygulaması ile elde etmişlerdir. Fakat, silan uygulaması ve silan uygulaması sonrası bağlayıcı kullanımının istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızda, hidroflorik asit ile en yüksek bağlanma dayanımı sağlanmış olmasına karşın, tek ya da iki aşamalı bağlayıcı sistem kullanılması bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. Kırık tipleri incelendiğinde, asit uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı uygulanan gruplarda (1AV+TC+/1AV+TC-/1AV-TC+/1AV-TC-) adeziv kırık/karma kırık oranı (20/7) ile tek aşamalı bağlayıcı uygulanan gruplarda adeziv kırık/karma kırık oranı (22/6) benzer görülmektedir ve bu bulguyu desteklemektedir.

Borges ve diğeri [183], IPS Empress ve IPS Empress 2 örneklerde, hidroflorik asit ve 50 µm'lik alüminyum oksit kumlamanın seramik yüzeylerine etkilerini kıyaslamışlardır. Hem hidroflorik asit hem de kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünde benzer artışa sebep olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda ise, cam seramik yüzeyine hidroflorik asit ve kumlama uygulanan yüzeylerde SEM analizinde de görüldüğü üzere (Resim 4.7 ve Resim 4.8), hidroflorik asitin etkisi ile mikro porözite oluştuğu, kumlama işleminin ise, düzensiz bir yüzey oluşturduğu görülmektedir.

Salvio ve diğeri [184], IPS Empress 2 seramiklerde 50 µm'lik alüminyum oksitle kumlama ve hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin seramik-rezin bağlantısına etkisini inceledikleri çalışmalarında, asit uygulamasının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri sağladığını ortaya koymuşlardır. Çalışmamızda ise, nano-florapatit cam seramik veneer seramiği ile veneerlenerek uygulanan lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blokların termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplarında (Grup AV+TC-/AV+TC+), kumlama sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (2. yüzey işlemi) grupta, lazer uygulaması sonrasında tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) grup ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına kıyasla, belirgin düzeyde yüksek bağlanma dayanım sonuçları vermiştir. Fakat, kullanılan bağlayıcı tipinden bağımsız olarak, hidroflorik asit ve kumlama işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. SEM analizinde de görüldüğü üzere, hidroflorik asit (Resim 4.7 ve Resim 4.19) ve kumlama (Resim 4.8 ve Resim 4.20) uygulanan seramik yüzeyleri benzer yüzey özelliği göstermekle birlikte, hidroflorik asit uygulanan yüzeyin daha homojen bir pürüzlülük göstermesi ve lazer uygulanan (Resim 4.9 ve Resim 4.21) lityum disilikat cam seramik (Grup A) ve nano-florapatit cam seramik (Grup D) yüzeylerinin pürüzlülüğünün daha az olmasının bu durumu açıklayabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok grubu genel olarak incelendiğinde, 50 µm'lik alüminyum oksitle kumlama işlemi ile de yüksek bağlanma değerleri elde edilmesine karşın, klinik olarak hidroflorik asit uygulaması sonrasında silan ya da silan ve adeziv kombinasyonu kullanılması, lazer ve kontrol gruplarına kıyasla ön plana çıkan yüzey işlemleridir. SEM sonuçları ve kırık tiplerinin değerlendirmesi, bu sonuçları destekler niteliktedir (Resim 4.6, 4.7, 4.8 ve 4.9) (Çizelge 4.11 ve 4.12).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklar mikroyapı olarak lityum disilikat cam seramiklere benzemektedir. Yeni nesil zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin silika içeriği (%56-64), diğer cam seramik sistemlere yakındır. Ancak cam seramiklerin güçlendirilmesi için artırılmış zirkonya oranı (%8-12), yapının pürüzlendirme işlemi ile ilgili soruları akla getirmektedir.

Çalışmamızda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda (Grup C) her bir yüzey işlemi için elde edilen bağlanma değerleri lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok grubu ile benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda kullanılan ve tek tabakalı olarak (monolitik) uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda (Grup CV-TC-/CV-TC+), sekiz farklı tip yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ancak, termosiklus uygulaması sırasında oluşan prematür kırıkların (Çizelge 4.11 ve 4.12) istatistiksel analize dahil edilmemesi sebebiyle, prematür kırık görülen gruplarda istatistiksel analiz az sayıda veri ile yapılmıştır. Bu durumun incelenen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına yol açmış olabileceği düşünülmektedir. Özellikle lazer uygulanan gruplarda (Grup 3CV-/Grup 6CV-) termosiklus sırasında prematür kırıkların oldukça fazla görülmesi, bu gruplarda bağlanma başarısının düşük olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda kullanılan, düşük ısıda eriyen, ince yapılı feldspatik seramik ile iki tabakalı olarak uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklarda (Grup CV+TC-/CV+TC+), termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplarda, hidroflorik asit uygulaması sonrası hem tek hem de iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (1. ve 4. yüzey işlemleri) gruplar, lazer uygulama sonrasında tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) grup ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına kıyasla, belirgin düzeyde yüksek bağlanma dayanım değerleri göstermiştir. Bu sonuçlar, Grup CV+ grubunun lazer uygulaması sonrasında tek ve iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan alt gruplarında (Grup 3CV+ ve Grup 6CV+) termosiklus uygulaması sırasında prematür kırıkların fazla görülmesi ve lazer uygulamasının asit uygulamasına kıyasla düşük başarı göstermesini destekler niteliktedir. Ayrıca, mikromekanik işlem olarak hidroflorik asit uygulanması sonrasında, tek ve iki aşamalı bağlayıcı sistemlerin kullanıldığı 1. ve 4. yüzey işlemleri en yüksek bağlanma değerlerini sağlamış ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum, iki tabaka olarak kullanılan ve kırık hattında her iki tip materyalin de açığa çıktığı durumlarda, hidroflorik asit

uygulamasının seçilecek kimyasal basamaktan bağımsız olarak seramik yüzeyinde yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağlayacağı sonucunu belirginleştirmektedir.

Hidroflorik asit uygulaması dışındaki işlemler arasında en yüksek bağlanma değerleri kumlama işlemine ait olmasına karşın, kumlama işlemi ile lazer uygulaması ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması kumlama kullanımına temkinli yaklaşılması gerektiğini düşündürmektedir. Grup CV+TC+da 1. ve 3. yüzey işlemleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Bu sonuç, hidroflorik asit uygulamasının iki aşamalı bağlayıcı sistem ile kullanımının, aynı bağlayıcı sistemin kullanıldığı lazer (3. yüzey işlemi) grubuna kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağladığını ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM bloklar ile benzer şekilde zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklarda da lazer uygulaması sonrasında iki aşamalı bağlayıcı uygulanan gruplar ile asit ve kumlama işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Buna karşın, lazer uygulaması sonrasında tek aşamalı bağlayıcı uygulanan gruplara kıyasla, asit uygulanan gruplarda belirgin düzeyde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmesi, lazer ile pürüzlendirme uygulanacağı zaman iki aşamalı bağlayıcı işlemin seçiminin daha uygun olacağı çıkarımını destekler niteliktedir.

Çalışmamız sonucunda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blokların tamir başarısı, zirkonyum seramikler ve cam seramikler ile istatistiksel olarak benzer olarak bulunmuştur. Yapısal olarak cam seramiklere benzemekle birlikte, üretim amacı zirkonya restorasyonlara dayanıklılık yönünden alternatif olabilecek estetik özelliklere sahip materyal sunmaktır. Çalışma sonuçlarımız bu açıdan değerlendirildiğinde, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok (Grup C) ile zirkonyum bloklar (Grup B) arasında değerlendirdiğimiz 8 yüzey işlemi için makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı fark görülmemektedir. Ancak kırık tipi değerlendirildiğinde, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda (Grup C) görülen adeziv kırık/karma kırık oranı (7,9/1) ve cam seramik grubunda (Grup A) görülen adeziv kırık/karma kırık oranı (5,6/1) benzer iken zirkonya grubunda (Grup B) aynı oran (2/1) farklılık göstermektedir. Bu sonuçlar, zirkonya ile

güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunun bağlanma tipinin cam seramiklere benzer olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunun, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok ile benzer yüzey işlemleri ve kimyasal bağlanma işlemlerinde yüksek bağlanma sağlandığı görülmektedir. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda olduğu gibi zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda da lazer uygulaması sonrasında iki aşamalı bağlayıcı uygulaması, tek aşamalı lazer uygulamasına göre yüksek bağlanma dayanım değerleri sağlamıştır. 50 µm'lik alüminyum oksitle kumlama işlemi ile de yüksek bağlanma değerleri elde edilmesine karşın, klinik olarak hidroflorik asit uygulaması sonrasında silan ya da silan ve adeziv kombinasyonu kullanılması, lazer ve kontrol gruplarına kıyasla ön plana çıkan yüzey işlemleridir.

Motohiro ve diğerleri [174], uygulanan farklı mekanik işlemlerin zirkonya seramiklerin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülüğün bağlanma dayanımını belirgin düzeyde etkilemediğini belirtmişlerdir. Kern ve Thompson [245], silika kaplama sonrasında silan uygulamasının cam infiltre alümina seramiklere bağlantıyı arttırdığını göstermişlerdir. Bununla birlikte, aynı çalışmada kumlanan oksit seramik yüzeyine, bis-GMA kompozit rezinler dayanıklı bir bağlantı sağlamazken, fosfat monomer içeren rezin kompozitlerin yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini bildirilmişlerdir. Benzer şekilde Kern ve Wegner [246] zirkonya seramiklerde kumlama ile birlikte uygulanan fosfat monomer içeren kompozit rezinlerin, tribokimyasal silika kaplama ile birlikte uygulanan bis-GMA kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda da, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok seramiklerin tüm grupları için (Grup BV-TC-/BV-TC+, Grup BV+TC-/BV+TC+), kumlama sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (2. yüzey işlemi) grup ve hidroflorik asit uygulaması sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (4. yüzey işlemi) grup, lazer sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) grup ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına kıyasla, belirgin düzeyde yüksek bağlanma dayanım sonuçları göstermiştir ( $p < 0,0031$ ). Ayrıca, kumlama işleminde iki aşamalı bağlayıcı uygulanması (2. yüzey işlemi), tek aşamalı bağlayıcı kullanımına (5. yüzey işlemi) göre daha yüksek

bağlanma değeri sağlamıştır. Fakat istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (Çizelge 4.8 ve Çizelge 4.9).

Birçok çalışma, 10-MDP fonksiyonel monomer içeren bağlayıcıların kimyasal bağlantı sağlayarak zirkonya gibi oksit seramiklere daha iyi bağlantı sağlanabildiğini göstermiştir [96, 177, 188]. Çalışmamızda, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok grubunun, kumlamaya kıyasla asitleme sonrası yüzey morfolojisi SEM analizinde belirgin etki göstermemesine karşın, hidroflorik asit uygulanan gruplarda lazer ve kontrol gruplarına kıyasla yüksek bağlantı sağlanması asitin yüzey morfolojisini değiştirmese de yüzeyin enerjisini değiştirerek ıslanabilirliğini artırması ile ya da MDP içeren silan ve bağlayıcı ajanların kullanımı ile ilişkili olabileceği sonucunu doğurmaktadır.

Borges ve diğerlerinin [183], InCeram zirkonya örneklerin yüzeylerine hidroflorik asit ve 50µm' lik alüminyum oksit ile kumlamanın etkisini inceledikleri in vitro bir çalışmada, hidroflorik asitin seramik mikroyapısını değiştirmedini bildirmişlerdir. Asitlenebilir yapıda olan tek fazın silika faz olması ve zirkonyum oksit seramiklerin cam faz içermemeleri bu durumu açıklayabilmektedir [140]. Fakat, Derand ve Derand [140] hidroflorik asit uygulamasının zirkonya seramiklerde mikromekanik retansiyonu arttırarak retansiyonu geliştirememesine karşın, seramiğin bağlanma kapasitesini ya da serbest enerji potansiyelini değiştirebileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, hidroflorik asit uygulanan itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok yüzeyi SEM analizi, hidroflorik asitin etkinliğinin düşük olduğunu ortaya koymaktadır. Fakat, yüzey pürüzlülüğünde artış sağlanamamasına karşın, hidroflorik asit sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (4. yüzey işlemi) gruplarda, lazer sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) gruplar ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına kıyasla yüksek bağlanma dayanım sonuçları elde edilmiştir. Bu sonuç, üretici firma tarafından zirkonyum oksit yüzeyinde bağlanmayı arttırıcı etkinliği olduğu iddia edilen tek aşamalı bağlayıcının (Clearfil Ceramic Primer) MDP monomer içeren yapısı ve gelişmiş bağlayıcı sistemlerin etkinliği ile ilişkilendirilebilir. Attia ve diğerleri [187] de, in vitro çalışmalarında zirkonya seramik yüzeyine bağlanmayı arttırdığı iddiası ile piyasaya sürülen yeni jenerasyon bir primerin etkinliklerinin konvansiyonel silanlardan daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Ek olarak, Grup BV-'de termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplarda (Grup BV-TC-/BV-TC+), hidroflorik asit uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (1. yüzey işlemi) grup, aynı bağlayıcı sistemin uygulandığı kontrol (7. yüzey

işlemi) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir (Çizelge 4.8).

Borges ve diğerleri [183], InCeram Zirkonya yüzeyine kumlama uygulanması sonrasında da yüzeyin morfolojik mikro yapısında herhangi bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir. Buna karşın, çalışmamızda yapılan SEM analizinde itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok yüzeyine uygulanan kumlama işleminin (Resim 4.12), asitle pürüzlendirme (Resim 4.11) ve lazer yüzey uygulamalarına (Resim 4.13) oranla belirgin düzeyde fazla pürüzlendirme sağladığı görülmüştür.

Çalışmamızda, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok (Grup B) grubunda en yüksek bağlanma değerleri, 50 µm'lik alüminyum oksitle kumlama sonrasında tek ya da iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulaması ile elde edilmiştir (en yüksek bağlanma değeri Grup BV+TC- 15,5 MPa). Ayrıca, kumlama sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (2. yüzey işlemi) grup, lazer uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (3. yüzey işlemi) gruba göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ( $p < 0,0031$ ). Akhavan Zanjani ve diğerleri [107] in vitro bir çalışmada, zirkonyum oksit blokların yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla, kumlama ve farklı tip lazerler uygulamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde, bizim çalışmamızda da, kumlama, en yüksek bağlanma değerlerini sağlamıştır ve bu da lazer uygulamasının kumlamaya kıyasla daha az yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu sonucunu düşündürmektedir. Çalışmamızdaki SEM analizleri de lazerin itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok yüzeyindeki etkinliğinin kumlamaya kıyasla oldukça düşük olduğunu göstermektedir (Resim 4.12 ve Resim 4.13).

İtriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok yüzeyine lazer uygulanması ile elde edilen bağlanma dayanım değerleri, hidroflorik asit ve kumlama işlemlerine kıyasla düşüktür. Fakat, istatistiksel olarak anlamlı derecede fark görülmemiştir (Çizelge 4.8 ve Çizelge 4.9). Kırık tipleri incelendiğinde asit uygulanan gruptaki (1. ve 4. yüzey işlemleri) adeziv kırık/karma kırık oranı (2,6) ve lazer uygulanan gruptaki (3. ve 6. yüzey işlemi) adeziv kırık/karma kırık oranı (2,1) ile kıyaslandığında kumlama uygulanan grupta (2. ve 5. yüzey işlemleri) adeziv kırık/karma kırık oranının (1,4) daha fazla karma tip kırık gösterdiği görülmüştür. Grup 3B ve 6B' de toplam adeziv kırık oranının karma kırık oranından iki kat fazla olması bağlanma dayanımının düşük oluşunu destekler

niteliktedir. Çalışma sonuçlarımızın 3W' lık Er,Cr:YSGG lazer uygulaması sonrasında itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blokta oldukça düşük bağlanma değerleri göstermiş olmasına karşın, Akhavan Zanjani ve diğerleri [107], kumlama ile anlamlı bir fark bildirmemekle birlikte 4W' lık CO<sub>2</sub> ve 3W' lık Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile 2W' lık CO<sub>2</sub> lazer uygulamasına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bağlanma oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda veneerlenerek oluşturulan BV+TC+/BV+TC- gruplarında, asit uygulaması sonrasında iki aşamalı bağlayıcı sistemin uygulandığı (1. yüzey işleminde) grup, lazer uygulaması sonrasında tek aşamalı bağlayıcı sistemin uygulandığı (6. yüzey işlemi) gruba göre istatistiksel olarak anlamda düzeyde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Veneerlenmeyen itriyum ile stabilize zirkonyum oksit seramik CAD/CAM blok (Grup BV-), grubuna kıyasla oluşan bu farklılık, Lee ve diğerleri [178]'nin de yaptıkları in vitro çalışmada bildirdikleri gibi, kırık hattında açığa çıkan yüzeydeki silika oranındaki artışla ilgili olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda değerlendirilen, lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok ve itriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok ile uyumlu veneer seramiği olan düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramiğın tüm grupları için (termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplar) (Grup DTC-/DTC+), hidroflorik asit uygulaması sonrası hem tek hem de iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (1. ve 4. yüzey işlemi) gruplar ve kumlama sonrası hem tek hem de iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (2. ve 5. yüzey işlemi) gruplar, kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek makaslama bağlanma değerleri göstermiştir (Çizelge 4.10). Bu durum, kullanılan bağlayıcı sistemden bağımsız olarak, asit ve kumlama işlemlerinin kontrol gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığını göstermektedir. SEM analizleri incelendiğinde asit (Resim 4.19 ve Resim 4.23) ve kumlama (Resim 4.20 ve Resim 4.24) uygulanan yüzeylerde mikropörözite sağlandığı ancak lazer uygulanan yüzeylerde mikropörözite değil, yüzeyde defekt oluşturduğu görülmektedir. Asit ve kumlama, düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik yüzeyinde belirgin düzeyde pürüzlülük sağlamıştır (Resim 4.19 ve Resim 4.20). Brentel ve diğerleri [109] yaptıkları in vitro çalışmada, feldspatik seramik yüzeyinde hidroflorik asit etkinliğini göstermişlerdir. Asit uygulaması seramik yüzeyinde derin bozunmaya sebep olarak seramiği daha zayıf hale getirebilmektedir [109]. SEM analizinde hidroflorik asit uygulanmış Grup D'de görülen

ufak çatlak hatları bu bilgiyi doğrular niteliktedir (Resim 4.19). Diğer seramik yüzeylerine kıyasla, hidroflorik asit feldspatik seramik yüzeyinde düzensiz makro pörözite yaratmıştır. Bu durumun seramiğin klinik performansını olumsuz yönde etkileyeceği düşünülmektedir. Shiu ve diğerleri [247]; feldspatik seramiklerde, 9 farklı yüzey işlemi sonrası bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; hidroflorik asit ve kumlama gruplarında yüksek başarı gözlemlenmişler ancak lazer uygulanan grupta (Er:YAG) tüm gruplara göre en düşük bağlanma değerleri görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları ve SEM bulguları bu çalışma ile benzerlik göstermektedir (Resim 4.19, Resim 4.20 ve Resim 4.21). Çalışmamızda, nano-florapatit cam seramikte (Grup DTC-/DTC+), hidroflorik asit uygulaması sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (4. yüzey işlemi) grup, lazer uygulaması sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) gruptan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. SEM bulguları da düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik yüzeyinde hidroflorik asit etkinliğinin lazer uygulamasına kıyasla belirgin düzeyde fazla olduğunu doğrular niteliktedir. Ayrıca lazer uygulaması yüzeyde makro düzensizlik oluşturmuştur ve bu durumun da lazer uygulamasında asit uygulamasına kıyasla düşük bağlanma dayanımı görülmesini açıklayabileceği düşünülmektedir (Resim 4.19 ve Resim 4.21).

Ek olarak, Grup DTC-' de, hidroflorik asit uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (1. yüzey işlemi) grup, lazer uygulaması sonrası tek ve iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (3. ve 6. yüzey işlemleri) gruplardan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bağlanma dayanımı sağlamıştır (1. ve 3. yüzey işlemi arasında  $p < 0,0031$ , 1. ve 6. yüzey işlemi arasında  $p < 0,001$ ). SEM analizinde görülen yüzey özellikleri hidroflorik asit uygulamasının etkinliğinin (Resim 4.19), lazer uygulaması etkinliğine (Resim 4.21) göre belirgin düzeyde fazla oluşunu da destekler niteliktedir.

Çalışmamızda kullanılan, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok ile uyumlu veneer seramiği olan ince yapılı feldspatik seramiğin tüm gruplarında (termosiklus ve suda bekletme ile yaşlandırılan gruplar) (Grup ETC-/ETC+), hidroflorik asit uygulaması sonrası hem tek hem de iki aşamalı adeziv sistem uygulanan (1. ve 4. yüzey işlemi) gruplar, lazer uygulaması sonrasında tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (6. yüzey işlemi) grup ve kontrol (7. ve 8. yüzey işlemleri) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (Çizelge 4.10). Ayrıca, mikromekanik işlem olarak hidroflorik asit uygulanması sonrasında tek ve iki aşamalı

bağlayıcı sistemler kullanılan 1. ve 4. yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum, hidroflorik asit uygulamasının seçilecek kimyasal basamaktan bağımsız olarak seramik yüzeyinde yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağladığı sonucunu ortaya koymaktadır.

Kırık tipleri incelendiğinde D grubunda görülen adeziv kırık/karma kırık oranı (5,1/1) kıyaslandığında E grubu (5,7/1) ile arasında uyumluluk görülmektedir. Ayrıca, D grubu için lazer uygulanan yüzeylerdeki adeziv kırık/karma kırık oranı (20/1) ile asit uygulanan yüzeydeki (25/3) ve kumlama uygulanan yüzeydeki (22/4) adeziv kırık/karma kırık oranı arasında uyumluluk görülmektedir. Aynı şekilde E grubu için lazer uygulanan yüzeylerdeki adeziv kırık/karma kırık oranı (20/4) ile asit uygulanan yüzeydeki (20/8) ve kumlama uygulanan yüzeydeki (19/2) kıyaslamalar arasında uyumluluk görülmektedir. Bu sonuçlar, mikroyapı olarak benzeyen bu materyaller için pürüzlendirme işlemlerine karşın benzer tepki oluştuğunu doğrular niteliktedir.

Ek olarak, hem Grup DTC- hem de Grup ETC-' de, hidroflorik asit uygulaması sonrası iki aşamalı adeziv sistem uygulanan (1. yüzey işlemi) ve lazer uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan (3. yüzey işlemleri) gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir ( $p < 0,0031$ ). Hidroflorik asit uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulaması, lazer uygulaması sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulamasına kıyasla anlamlı düzeyde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu sonuç ve SEM görüntülerindeki asit ve lazerin pürüzlendirme etkinliklerindeki farklılıklar, feldspatik seramikler için klinik olarak güçlü bağlanma gerektiren kırık tamiri işlemi için asit kullanımının, lazer kullanımından daha başarılı olduğunu düşündürmektedir.

Benzer mikro yapıya ve benzer içeriğe sahip olan veneer seramik (Grup D ve Grup E) gruplarında kırık tipleri incelendiğinde D grubunda görülen adeziv kırık/karma kırık oranı (5,125) kıyaslandığında E grubu (5,69) ile uyumluluk görülmektedir. Bu bulguların benzerliği mikro yapı olarak benzeyen bu materyallerin birlikte tartışılmasını doğrular niteliktedir.

Sonuçlarımız genel olarak değerlendirildiğinde, her iki grup için de en yüksek bağlanma değerleri ve en etkin yüzey pürüzlendirmesinin gözlenmesi hidroflorik asitle pürüzlendirmenin ilk tercih edilecek yüzey işlemi olduğu düşüncesini desteklemektedir.

Bunu, yüksek bağlanma değerleri ve belirgin pürüzlülük sağlama yeteneği ile kumlama takip etmektedir. Fakat, lazer uygulamalarına, hem düşük bağlanma dayanım değerleri göstermesi hem de SEM analizindeki homojen olmayan düzensiz pürüzlendirme nedeniyle temkinli yaklaşılması gerektiği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Seramiklerin mikro yapısı ve dayanımı, farklı tip seramiklerin aynı yüzey işleminden farklı etkilenmelerini ve bağlanma dayanımında değişim oluşturabilmesini açıklayabilmektedir. Altyapı seramiği ve veneer seramiğinin eş zamanlı olarak kırık hattında açığa çıkmasını, altyapı seramiğinin açığa çıkmadığı kırık hattı durumu ile kıyaslayan çalışma sayısı yeterli değildir. Lee ve diğerlerinin [178], seramiklerin monolitik ya da çift tabaka kullanımlarının makaslama bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, sadece veneer seramiği içeren yüzey ile yarı yarıya veneer seramiği ve altyapı seramiği içeren grupların bağlanma dayanımlarını benzer bulmuştur. Fakat; bu grupların makaslama bağlanma dayanımlarını, sadece alt yapı seramiği yüzeyi içeren gruplardan istatistiksel olarak belirgin düzeyde yüksek bulmuşlardır. Çalışmamızda zirkonya seramik, lityum disilikat cam seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerin, çift tabaka ve monolitik kullanımlarının bağlanma dayanımına etkisi kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7). Sadece altyapı seramiğinin kullanıldığı (Grup AV-, BV-, CV-) ve sadece veneer seramiğinin kullanıldığı (Grup D ve E) gruplar arasında makaslama bağlanma değerleri açısından anlamlı fark bulunmamış olması, veneerlenmiş (çift tabaka) gruplarda (Grup AV+, BV+ ve CV+) da anlamlı sonuç bulunmamasını destekler niteliktedir. Çalışmamızın bu parametresinde elde ettiğimiz sonuçların kıyaslanması açısından daha fazla in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

Termosiklus uygulaması, kompozit rezin ve seramik bağlantı arayüzüne su difüzyonunu hızlandırmaktadır. Kompozit rezin tarafından suyun absorbe edilmesi siloksan tabakanın hidrolizine ve bozunmasına sebep olmaktadır [167]. Ayrıca; ısı değişimi termal ekspansiyon katsayısındaki değişim nedeni ile iki farklı materyal arasında stres yaratmaktadır [4]. Seramik tamiri üzerine yapılan birçok çalışma; farklı termosiklus sürelerini içermektedir. Fakat ortak görüş termosiklusun rezin yapıyı zayıflatması nedeni ile bağlantı dayanımını azalttığı yönündedir [248]. Bununla birlikte silan tabakasının suda bekletme ya da termosiklus uygulaması ile hasar görüp görmeyeceği açıklık kazanmamıştır [4].

Seramik-kompozit rezin bağlantısının değerlendirilmesine ilişkin çalışmalarda, sıklıkla tercih edilmeleri nedeni ile çalışmamızda suda bekletme ve termal siklus ile yaşlandırma tercih edilmiştir. Çalışmalarda oldukça farklı termal siklus işlemleri kullanılmaktadır. Fakat araştırmacılar arasında ısıl döngü sayısı ve daldırma zamanı konusunda fikir birliğine varılamamıştır [248]. Çalışmamızda, 5 000 siklus termal döngü ile yaşlandırma uygulanmıştır. Literatürde termosiklus uygulamasının etkinliğinin kıyaslanması amacıyla uygulanan işlemlerde farklılık görülmektedir. 37°C'de, distile su içerisinde [176, 180, 202, 249] ya da daha az sıklıkla kuru ortamda bekletme [109, 115] kullanılmaktadır. Çalışmamızda termosiklus süresince, diğer gruplar 37 °C'de, distile su içerisinde bekletilmiştir.

Özcan ve diğerleri [115], üç farklı seramik tamir yöntemini kıyasladıkları çalışmalarında 5-55 °C' lik ısı değişimi ve 12 000 sikluluk döngü ile termosiklus uygulamışlardır. Bağlanma değerlerini kuru ortamda bekletilen örnekler ile kıyasladıklarında silika kaplama (CoJet) grubunda termosiklusun etkisi gözlenmezken, hidroflorik asit / silan / bağlayıcı içeren tamir tekniği ve elmasla pürüzlendirme / bond aktivatörü / bond içeren tamir tekniği gruplarında ise termosiklusun bağlanma değerlerinde azalma oluşturduğu gösterilmiştir. Silika kaplama grubunun termosiklustan olumsuz etkilenmemesinin sebebi olarak, bu yöntemde kullanılan bond'un içerisinde bulunan diakrilatin ilave polimerizasyon sağlaması olabileceği bildirilmiştir. Bununla birlikte; Wegner ve diğerleri [199] farklı yapay yaşlandırma koşullarının seramik-kompozit bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, termosiklusun suda bekletmeye kıyasla daha fazla olumsuz etki gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışma grupları içerisinde termosiklus uygulamasının bağlanma dayanımına olan etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tek grupta MDP monomeri içeren kompozit kullanılmıştır. Araştırmacılar, MDP monomerinin suya karşı dirençli bir kimyasal bağlantı oluşturduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda ise; kullanılan tüm farklı materyaller ve yüzey işlemlerinde, sadece termosiklus uygulama parametresi göz önüne alındığında; termosiklus uygulaması makaslama bağlanma dayanımı açısından daha düşük değerler göstermesine karşın, (Çizelge 4.3 ve 4.4) sonuçlarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Wegner ve diğerleri [199] çalışmalarında MDP içeren kimyasal bağlanma prosedürünün termosiklusun olumsuz etkisini elimine edebileceğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızın tüm alt gruplarında MDP monomeri içeren bağlayıcı sistemlerin kullanılması

ve termosiklus uygulamasının bağlanma değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etki yaratmaması bu sonuçlar ile ilişkilendirilebilmektedir. Ayrıca; kısa süreli termosiklus uygulamasının tercih edildiği çalışmaların uygunluğu da sorgulanmalıdır. Suda bekletme ve termosiklus uygulamasının rezin-seramik bağlantı dayanımında azaltıcı etkisi olduğuna dair kesin bir fikir birliği yoktur [4]. Bu durumun ana sebebi termosiklus uygulama sürelerindeki farklılıkla ilişkilendirilebilir.

Termosiklusun etki mekanizması ve bunun polimerlerin mekanik özellikleri üzerine etkisi göz önüne alındığında, rezin bazlı materyallerin su absorpsiyonuna karşı hassasiyeti; monomer dönüşümü, doldurucu oranı, nano boyutta boşlukların hacimsel oranı ve polimer çapraz bağlanma miktarına bağlıdır [250]. Çalışmamızda güncel literatüre paralel olarak kullanılan nanohibrit kompozitler, mikro hibrit kompozitlere kıyasla daha az partiküller arası boşluk göstermektedir [251]. Bu durum, kompozit rezinlerin termosiklus sırasında su emilimini azaltmaktadır. Termosiklus uygulamasının makaslama bağlanma değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmamasının, su emiliminin azalması ile ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Çalışma sonucumuza göre MDP içeren bağlanma ajanlarının kullanımı ve nanohibrit kompozitlerin kullanımı ile hangi seramik sistemi ya da yüzey işlemi kullanılmış olursa olsun, termosiklus sırasındaki prematür kırıklar görülmesine karşın (Çizelge 4.11 ve Çizelge 4.12), termal yaşlandırma işlemi makaslama bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etki yaratmamıştır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Diğer faktörlerden bağımsız olarak her biri kendi içinde değerlendirildiğinde; test edilen materyallerin, işlem türünün ve yaşlandırma işlemlerinin, makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür. Veneerlenen ve veneerleme işlemi yapılmayan örneklerde, makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Ancak örneklem hacminin genişliği nedeni ile yapılan detaylı çoklu karşılaştırmalar ise aşağıdaki sonuçları göstermiştir:

1. Yüzey işlemleri ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, test materyallerinin makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir.
2. Yüzey işlemleri ve seramik tipleri sabit tutulduğunda, yaşlandırmanın makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerine etkisinde istatistiksel fark görülmemiştir.
3. Yüzey işlemleri ve yaşlandırma etkisi sabit tutulduğunda, veneerleme işlemi makaslama bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmamıştır.
4. Yaşlandırma etkisi ve seramik tipleri sabit tutulduğunda, yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel fark gözlenmiştir.

Çalışma sonucunda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blokların tamir başarısı, zirkonya seramikler ve lityum disilikat cam seramikler ile benzer bulgular vermiştir. Buna karşın her bir seramik tipinin tamiri için kullanılabilecek yüzey işlemlerine ilişkin farklılıklar gözlenmiştir.

### Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok (Grup A) (IPS e.max CAD)

- ✓ Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM bloklarda, hidroflorik asit uygulaması seçilecek kimyasal basamaktan bağımsız olarak yüksek makaslama bağlanma dayanım sonuçları göstermiştir.

### İtriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM blok (Grup B) (IPS e.max ZirCAD)

- ✓ İtriyum ile stabilize zirkonyum oksit CAD/CAM bloklarda, kumlama sonrası iki aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan grup ve hidroflorik asit uygulaması sonrası tek

aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan grup, lazer sonrası tek aşamalı bağlayıcı sistem uygulanan grup ve kontrol gruplarına kıyasla yüksek bağlanma dayanım sonuçları göstermiştir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok (Grup C) (Vita Suprinity)

- ✓ Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklarda, her bir yüzey işlemi için elde edilen bağlanma değerleri lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok grupları ile benzerlik göstermiştir.
- ✓ Tek tabakalı olarak (monolitik) uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda, sekiz farklı tip yüzey işlemi benzer bağlanma dayanım sonuçları vermiştir.
- ✓ Feldspatik seramik ile iki tabakalı olarak uygulanan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM bloklarda, kırık hattında her iki tip materyalin de açığa çıktığı durumların taklit edildiği test örneklerinde, hidroflorik asit (HF) uygulamasının seçilecek kimyasal basamaktan bağımsız olarak yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağladığı görülmüştür.
- ✓ Lazer ile pürüzlendirme işlemi uygulanacağı zaman iki aşamalı bağlayıcı sistemin seçiminin daha uygun olacağı düşüncesindeyiz.
- ✓ Kırık tipi değerlendirildiğinde, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunda görülen adeziv/karma kırık oranı (7,9/1) ve lityum disilikat cam seramik grubunda görülen adeziv/karma kırık oranı (5,6/1) benzer iken zirkonya seramik grubunda aynı oran (2/1) çok daha düşük olarak gözlenmiştir.
- ✓ Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok grubunun bağlanma tipinin lityum disilikat cam seramiklere benzer olduğu düşüncesi ortaya konmuştur.

Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (Grup D) (IPS e.max CAD) ve ince yapılı feldspatik seramik (Grup E) (Vita VM11)

- ✓ Düşük ısıda eriyen nano-florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram) ve ince yapılı feldspatik seramiklerde (Vita VM11) bağlanma dayanımı açısından hidroflorik asit kullanımının, lazer kullanımından daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

- ✓ Bunu, yüksek bağlanma değerleri ve belirgin pürüzlülük sağlaması ile kumlama işlemi takip etmektedir.
- ✓ Lazer uygulamalarına, hem düşük bağlanma dayanım değerleri göstermesi hem de SEM analizindeki homojen olmayan düzensiz pürüzlendirme nedeniyle temkinli yaklaşılması gerektiği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Tüm test edilen sistemler ve yüzey işlemlerinde termal yaşlandırma işleminin makaslama bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemesi, MDP içeren bağlayıcı ajanların ve nanohibrit kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımı üzerine olumlu etkisi olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızın bütünü göz önüne alındığında, kullanılan seramik tipine göre seçilmesi gereken yüzey işleminin değişiklik gösterdiği gözlenmiştir. Bu durum klinik olarak kompozit rezinlerin farklı CAD/CAM seramik yüzeylerine tamir bağlanma dayanımlarının artırılması için bu seramik sistemlerine uygun yüzey işlemlerinin kullanılması öngörüsünü ortaya koymaktadır.



## KAYNAKLAR

1. Kang, S. H., Chang, J. and Son, H. H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 134–140.
2. Attia, A. (2010). Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 18(2), 194–200.
3. Alshehri, S. A. (2011). An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials. *Journal of Prosthodontics*, 20(4), 261–266.
4. Özcan, M. (2003). Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 194–203.
5. Hacızade, F. (2011). Seramik alanında kullanılan terim ve kavramlarda Türkçenin durumu. *Türkiyat Araştırmaları Dergisi*, 39–54.
6. Anusavice, K.J., Shen, C. and Rawls, H.R. (2012). Dental ceramics. In *Phillip's, Science of Dental Materials*, Elsevier Inc., 418–473.
7. Bonfante, E. A. and Gracis, S. (2014). Individual ceramic crowns for teeth. In J. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 63–98.
8. Li, R. W. K., Chow, T. W. and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodont Research*, 58(4), 208–216.
9. Sailer, I. (2014). Fixed dental prostheses for anterior and posterior teeth. In J. L. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 118–146.
10. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A. and Bonfante, E. A. (2014). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.
11. Salamon, D. (2014). Advanced ceramics. In J. Z. Shen and T. Kosmač (Eds.), *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier Inc., 103-122.
12. Saint-Jean, S. J. (2014). Dental glasses and glass-ceramics. In J. Z. Shen and T. Kosmač (Eds.), *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier Inc., 255–277.
13. Mehulic, K. (2005). Glass-ceramics. *Acta stomatologica Croatica*, 39(4), 483–486.
14. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress<sup>®</sup>2 and the IPS Empress<sup>®</sup> glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303.

15. Solá-Ruiz, M., Lagos-Flores, E., Román-Rodríguez, J., Highsmith Jdel, R., Fons-Font, A. and Granell-Ruiz, M. (2013). Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: A 10-year prospective Study. *International Journal of Prosthodontics*, 26(2), 175–180.
16. Toksavul, S. and Toman, M. (2007). A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 20(2), 168–172.
17. Marquardt, P. and Strub, J. R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37(4), 253–259.
18. Att, W. and Girard, M. (2014). Digital workflow in reconstructive dentistry. In J. L. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 260–277.
19. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.
20. Van-Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.
21. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 557–562.
22. Kanazawa, M., Inokoshi, M., Minakuchi, S. and Ohbayashi, N. (2011). Trial of a CAD / CAM system for fabricating complete dentures. *Dental Materials Journal*, 30(1), 93–96.
23. Ronay, V., Sahrman, P., Bindl, A., Attin, T. and Schmidlin, P. (2011). Current status and perspectives of mucogingival soft tissue measurement methods. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(3), 146–156.
24. Lee, U.L., Kwon, J. S. and Choi, Y.J. (2015). Keyhole system: a computer-assisted designed and computer-assisted manufactured maxillomandibular complex repositioner in orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(10), 2024–2029.
25. Jiao, T., Zhang, F., Huang, X. and Wang, C. (2004). Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system. *International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 460–463.
26. Yuan, F., Sun, Y., Wang, Y. and Lü, P. (2013). Accuracy evaluation of a new three-dimensional reproduction method of edentulous dental casts, and wax occlusion rims with jaw relation. *International Journal of Oral Science*, 5(3), 155–161.
27. Baroudi, K. and Ibraheem, S. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations : a review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96–104.

28. Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137, 7–13.
29. Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137, 22–31.
30. İnternet: CEREC-SW-4.2.3 Software Product Information.URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.cereconline.com%2Fcerec-sw-423-update&date=2016-02-29>, Son Erişim Tarihi: 29.02.2016.
31. Fasbinder, D. J. (2010). The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 141, 3–4.
32. Roggendorf, M. J., Kunzi, B., Ebert, J., Roggendorf, H. C., Frankenberger, R. and Reich, S. M. (2012). Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD / CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clinical Oral Investigations*, 16(5), 1413–1424.
33. Beuer, F., Schweiger, J. and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
34. Seelbach, P., Brueckel, C. and Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, 1759–1764.
35. Poticny, D. J. and Klim, J. (2010). CAD/CAM In-office Technology. *Journal of the American Dental Association*, 141, 5–9.
36. Kelly, J. R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.
37. Torabi, K., Farjood, E. and Hamedani, S. (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics , a review of literature. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 16(1), 1–9.
38. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association*, 137, 14–21.
39. Morimoto, S., Calamita, M. A., Coachman, C. and Gürel, G. (2014). Ceramic veneers. In J. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 100–117.
40. Otto, T. and de Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations : a 10-year prospective clinical study of CEREC CAD / CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122–128.
41. Bindl, A. and Mörmann, W. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European Journal of Oral Sciences*, 112(2), 197–204.
42. Mörmann, W. H. and Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided

- design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405–426.
43. Liu, P.R. (2005). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507–508.
  44. Deany, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 7(2), 134–143.
  45. Seghi, R. R. and Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8, 239–246.
  46. Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M. and van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics*, 20(7), 535–540.
  47. Giordano, R. and McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682–700.
  48. Fasbinder, D.J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702–704.
  49. Guess, P. C. (2014). Posterior partial- coverage restorations: inlays and onlays. In J. Ferencz, N. R. F. A. Silva and J. M. Navarro (Eds.), *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*. Quintessence Publishing Co Inc., 46–61.
  50. İnternet: VITA Suprinity Product Information. URL: [http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.vita-zahnfabrik.com%2Fpdb\\_CCDC92\\_en.html&date=2016-02-29](http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.vita-zahnfabrik.com%2Fpdb_CCDC92_en.html&date=2016-02-29), Son Erişim Tarihi:29.02.2016.
  51. Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H. and Mörmann, W. H. (2001). Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dental Materials*, 17, 260–267.
  52. Heffernan, M. J., Aquilino, S. a., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. and Vargas, M. a. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10–5.
  53. Chong, K.-H., Chai, J., Takahashi, Y. and Wozniak, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 183–188.
  54. Holst, S., Blatz, M. B., Hegenbarth, E., Wichmann, M. and Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 89–96.
  55. Borba, M., De Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A. and Bona, Á. Della. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, 27, 710–721.

56. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
57. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.
58. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. and Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61.
59. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543.
60. Kim, J.-W., Covell, N. S., Guess, P. C., Rekow, E. D. and Zhang, Y. (2010). Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*, 89(1), 91–95.
61. Khan, H. (1989). Material perspective of orthodontic brackets. In *Orthodontic Brackets Selection, Placement and Debonding*. CreateSpace Independent Publishing Platform, 13–40.
62. Meyenberg, K., Lüthy, H. and Scharer, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(2), 73–80.
63. Luthardt, R. G., Sandkuhl, O. and Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7(4), 113–119.
64. Pelaez, J., Cogolludo, P. G., Serrano, B., Serrano, J. F. and Suarez, M. J. (2012). A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 25(5), 451–458.
65. Kohal, R. J., Klaus, G. and Strub, J. R. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: A pilot investigation. *Clinical Oral Implants Research*, 17(5), 565–571.
66. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M. and Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285–590.
67. Christensen, G. J. (2007). Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *Journal of the American Dental Association*, 138(5), 662–665.
68. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. and Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10–15.

69. Aboushelib, M. N., Dozic, A. and Liem, J. K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International*, 41(5), 84–89.
70. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. and Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia- based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231–238.
71. Att, W., Grigoriadou, M. and Strub, J. R. (2007). ZrO<sub>2</sub> three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(4), 282–290.
72. Sundh, A. and Sjögren, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, 22(8), 778–784.
73. Kohorst, P., Borchers, L., Stempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F. W. and Hübsch, C. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1213–1220.
74. Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A. and Hammerle, C. H. (2009). Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dental Materials*, 25(3), 326–330.
75. Philipp, A., Fischer, J., Hämmerle, C. H. F. and Sailer, I. (2010). Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence International*, 41(4), 313–319.
76. Pjetursson, B., Sailer, I., Zwahlen, M. and Hammerle, C. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years, Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 73–85.
77. Della Bona, A. and Kelly, J. (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 139, 8–13.
78. Hickel, R. and Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 45–64.
79. Swain, M. V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5(5), 1668–1677.
80. Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., Walsh, E. K. and Holbrook, W. B. (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(4), 443–449.
81. Chung, K. H. and Hwang, Y. C. (1997). Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(3), 267–274.

82. Blum, I., Nikolinakos, N., Lynch, C., Wilson, N., Millar, B. and Jagger, D. (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of Dentistry*, 40(11), 906–912.
83. Ozcan, M. and Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 299–302.
84. De Kler, M., De Jager, N., Meegdes, M. and Van Der Zel, J. M. (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(11), 841–847.
85. Kimmich, M. and Stappert, C. F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *Journal of American Dental Association*, 144(1), 31–44.
86. Gostemeyer, G., Jendras, M., Borchers, L., Bach, F. W., Stiesch, M., Kohorst, P. and Dittmer, M. P. (2012). Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate\rInfluence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(2), 93–101.
87. Fischer, J., Stawarczyk, B., Tomic, M., Strub, J. R. and Hämmerle, C. H. F. (2007). Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dental Materials Journal*, 26(6), 766–772.
88. Lawn, B., Bhowmick, S., Bush, M. B., Qasim, T., Rekow, E. D. and Zhang, Y. (2007). Failure modes in ceramic-based layer structures: a basis for materials design of dental crowns. *Journal of the American Ceramic Society*, 90(6), 1671–1683.
89. Denry, I. and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
90. Cekic Nagas, I. ve Ergun, G. (2008). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 51–60.
91. Al-Amleh, B., Lyons, K. and Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641–652.
92. Taskonak, B., Mecholsky Jr., J. J. and Anusavice, K. J. (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26(16), 3235–3241.
93. Baldassarri, M., Zhang, Y., Thompson, V., Rekow, E. and Stappert, C. (2011). Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *Journal of Dentistry*, 39(7), 489–498.
94. Guazzato, M., Walton, T. R., Franklin, W., Davis, G., Bohl, C. and Klineberg, I. (2010). Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian Dental Journal*, 55(3), 306–310.

95. Schelling, P. K., Phillpot, S. R. and Wolf, D. (2001). Mechanism of the cubic-to-tetragonal phase transition in zirconia and yttria-stabilized zirconia by molecular-dynamics simulation. *Journal of the American Ceramic Society*, 84(7), 1609–1619.
96. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., Ozcan, M. and Lassila, L. V. J. (2013). Effect of surface modification on the bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 22(7), 529–536.
97. Hannink, R. H. J., Kelly, P. M. and Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461–487.
98. Wakabayashi, N. and Anusavice, K. J. (2000). Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *Journal of Dental Research*, 79(6), 1398–1404.
99. Marchack, B. W., Futatsuki, Y., Marchack, C. B. and White, S. N. (2008). Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 169–173.
100. Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Rafferty, B. T., Zavanelli, R. A., Rekow, E. D., Thompson, V. P. and Coelho, P. G. (2011). Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *Journal of Dental Research*, 90(1), 104–108.
101. Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T. and Fukushima, S. (2011). The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental Materials Journal*, 30(3), 281–285.
102. Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G. and Kolbeck, C. (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 37(7), 978–983.
103. Stappert, C. F. J., Baldassarri, M., Zhang, Y., Stappert, D. and Thompson, V. P. (2012). Contact fatigue response of porcelain-veneered alumina model systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(2), 508–512.
104. Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H. F., Gernet, W. and Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(1), 121–128.
105. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2012). Bonding and bonding agents. In *Phillip's Science of Dental Materials*, Elsevier Inc., 257–274.
106. Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. and Sorensen, J. A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 265–273.
107. Akhavan-Zanjani, V., Ahmadi, H., Nateghifard, A., Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Abdoh Tabrizi, M., Alikhani, F., Razi, R. and Nateghifard, A. (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia

- ceramic and resin cement. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6(4), 294–300.
108. Blixt, M., Adamczak, E., Linden, L., Oden, A. and Arvidson, K. (2000). Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 13(3), 221–226.
  109. Brentel, A. S., Özcan, M., Valandro, L. F., Alarça, L. G., Amaral, R. and Bottino, M. A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*, 23(11), 1323–1331.
  110. Kim, B.K., Bae, H. E.K., Shim, J.S. and Lee, K.-W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 357–362.
  111. Özcan, M., Van Der Sleen, J. M., Kurunmäki, H. and Vallittu, P. K. (2006). Comparison of repair methods for ceramic-fused-to-metal crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(5), 283–288.
  112. Galiatsatos, A. A. (2005). An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), 321–323.
  113. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R. and Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–35.
  114. Heintze, S. D. and Rousson, V. (2010). Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6), 493–502.
  115. Özcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F. and Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*, 25(12), 1477–1483.
  116. Bachhav, V. and Aras, M. (2011). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(2), 57–62.
  117. Gonuldas, F., Yılmaz, K. and Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(4), 309–316.
  118. Subasi, M. G., Demir, N., Kara, O., Ozturk, A. N. ve Ozel, F. (2014). Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 462–467.
  119. Isgrò, G., Pallav, P., Van Der Zel, J. M. and Feilzer, A. J. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 465–473.

120. Cho, S. H., Nagy, W. W., Goodman, J. T., Solomon, E. and Koike, M. (2012). The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(1), 17–23.
121. Dos Santos, J. G., Fonseca, R. G., Adabo, G. L. and dos Santos Cruz, C. A. (2006). Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 165–173.
122. Wady, A. F., Paleari, A. G., Queiroz, T. P., & Margonar, R. (2014). Repair Technique for fractured implant-supported metal-ceramic restorations: a Clinical Report. *Journal of Oral Implantology*, 40(5), 589–592.
123. Stawarczyk, B., Özcan, M., Hämmerle, C. H. F. and Roos, M. (2012). The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: an analysis of normal and Weibull distribution of complete and censored data. *Dental Materials*, 28(5), 478–487.
124. Bona, A. Della, Shen, C. and Anusavice, K. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20(4), 338–344.
125. Jardel, V., Degrange, M., Picard, B. and Derrien, G. (1999). Surface energy of etched ceramic. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 415–418.
126. Keul, C., Müller-Hahl, M., Eichberger, M., Liebermann, A., Roos, M., Edelhoff, D., and Stawarczyk, B. (2014). Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1105–14.
127. Valandro, L. F., Ozcan, M., Bottino, M. C., Bottino, M. A., Scotti, R. and Bona, A. Della. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8(3), 175–181.
128. Hooshmand, T., Van Noort, R. and Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, 18(2), 179–188.
129. Della Bona, A. and Anusavice, K. J. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 159–167.
130. Zogheib, L. V., Della Bona, A., Kimpara, E. T. and McCabe, J. F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 22(1), 45–50.
131. Colares, R. C. R., Neri, J. R., Souza, A. M. B., Pontes, K. M. D. F., Mendonça, J. S. and Santiago, S. L. (2013). Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian Dental Journal*, 24(4), 349–452.
132. Özcan, M. and Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725–731.

133. Szep, S., Gerhardt, T., Gockel, H. W., Ruppel, M., Metzeltin, D. and Heidemann, D. (2000). In vitro dental surface reaction of 9.5% buffered hydrofluoric acid in repair of ceramic restorations: a scanning electron microscopic investigation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 668–674.
134. Luo, X., Silikas, N., Allaf, M., Wilson, N. H. F. and Watts, D. C. (2001). AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 dental ceramic. *Surface Science*, 491(3), 388–394.
135. Ozcan, M., Allahbeickaraghi, A. and Dündar, M. (2012). Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 15–23.
136. Kussano, C. M., Bonfante, G., Batista, J. G. and Pinto, J. H. N. (2003). Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Brazilian Dental Journal*, 14(2), 132–135.
137. Albakry, M., Guazzato, M. and Swain, M. V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91–99.
138. Zhang, Y., Lawn, B. R., Malament, K. A., Van Thompson, P. and Rekow, E. D. (2006). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(5), 442–448.
139. Robin, C., Scherrer, S. S., Wiskott, H. W. a, De Rijk, W. G. and Belser, U. C. (2002). Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dental Materials*, 18(5), 389–395.
140. Derand, P. and Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131–135.
141. Madani, M., Chu, F. C., McDonald, A. and Smales, R. J. (2000). Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 644–647.
142. Jain, S., Parkash, H., Gupta, S. and Bhargava, A. (2013). To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 315–320.
143. Sulewski, J. G. (2016). Einstein’s “splendid light”: origins and dental applications. In R. A. Convissar (Eds.), *Principles and Practice of Laser Dentistry*, Elsevier Inc., 1–11.
144. Dederich, D. N. and Bushick, R. D. (2004). Lasers in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204–212.
145. Gaspirc, B. and Skaleric, U. (2007). Clinical evaluation of periodontal surgical treatment with an Er : YAG laser: 5-year results. *Journal of Periodontology*, 78(10), 1864–1871.

146. Sulieman, M. (2005). An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. *Dental Update*, 32(5), 286–288.
147. Zanin, F., Brugnera J.R, A. and Windlin, M. C. (2015). Dental bleaching with leds and lasers. In P. M. Freitas and A. Simoes (Eds.), *Lasers in Dentistry Guide for Clinical Practice*. John Wiley & Sons Inc., 92–103.
148. Wilder-Smith, P., Dang, J. and Kurosaki, T. (1997). Investigating the range of surgical effects on soft tissue produced by a carbon dioxide laser. *The Journal of the American Dental Association*, 128(5), 583–588.
149. Boj, J., Poirier, C., Hernandez, M., Espassa, E. and Espanya, A. (2011). Review: laser soft tissue treatments for paediatric dental patients. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 12(2), 100–105.
150. Liu, D., Matinlinna, J. P., Tsoi, J. K.H., Pow, E. H. N., Miyazaki, T., Shibata, Y. and Kan, C.W. (2013). A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dental Materials*, 29(5), 559–565.
151. Akova, T., Yoldas, O., Toroglu, M. S. and Uysal, H. (2005). Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(5), 630–637.
152. Frentzen, M., Koort, H. J. and Thiensiri, I. (1992). Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *Quintessence International*, 23(2), 117–133.
153. Uyar, H. A. (2013). Dental lazerler ve sert doku uygulamaları. *Gülhane Tıp Dergisi*, 55, 70–75.
154. Cohen, J., Featherstone, J. D. B., Le, C. Q., Steinberg, D. and Feuerstein, O. (2014). Effects of CO<sub>2</sub> laser irradiation on tooth enamel coated with biofilm. *Lasers in Surgery and Medicine*, 46(3), 216–223.
155. Türkmen, C., Sazak, H. and Günday, M. (2006). Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(1), 64–69.
156. Dunn, W. J., Davis, J. T. and Bush, A. C. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, 21, 616–624.
157. Zharikov, E. V, Zhekov, V. I., Kulevskii, L. A., Murina, T. M., Osiko, V. V. and Prokhorov, A. M. (1975). Stimulated emission from Er<sup>3+</sup> ions in yttrium aluminum garnet crystals at  $\lambda = 2.94 \mu$ . *Soviet Journal of Quantum Electronics*, 1039, 6–8.
158. Eduardo, C. D. P., Bello-Silva, M. S., Moretto, S. G., Cesar, P. F. and de Freitas, P. M. (2012). Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science*, 27(1), 7–14.

159. Paranhos, M. P. G., Burnett, L. H. and Magne, P. (2011). Effect of Nd:YAG laser and CO<sub>2</sub> laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence International*, 42(1), 79–89.
160. Kasraei, S. and Rezaei-, L. (2014). Bond strength of resin cement to CO<sub>2</sub> and Er : YAG laser- treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 296–302.
161. Foxton, R. M., Cavalcanti, A. N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L., and Watson, T. F. (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 84–92.
162. Kursoglu, P., Motro, P. F. K. and Yurdaguvan, H. (2013). Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 98–103.
163. Meister, J. (2006). Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *Journal of Biomedical Optics*, 11, 1–7.
164. Burnett, L. H., Shinkai, R. S. A. and Eduardo, C. D. P. (2004). Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid. *Photomedicine and Laser Surgery*, 22(4), 351–356.
165. Taira, Y., Sakai, M. and Sawase, T. (2012). Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *Journal of Dentistry*, 40(5), 353–358.
166. Blatz, M. B., Sadan, A. and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268–274.
167. Matinlinna, J. P. and Vallittu, P. K. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - An insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 622–630.
168. Li, R. (2010). Development of a ceramic primer with higher bond durability for resin cement. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(7), 560–568.
169. Filho, A. M., Vieira, L. C. C., Araújo, É.´ and Monteiro J´unior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13(1), 28–35.
170. Ozcan, M. (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 469–72.
171. Heikkinen, T. T., Lassila, L. V, Matinlinna, J. P. and Vallittu, P. K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(4), 241–248.
172. Ozcan, M. (2006). A practical method for chairside repair of debonded porcelain denture teeth. *Journal of Prosthodontics*, 15(1), 47–50.

173. Frankenberger, R., Krämeri, N. and Sindel, J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 25(3), 209–215.
174. Uo, M., Sjögren, G., Sundh, A., Goto, M., Watari, F. and Bergman, M. (2006). Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dental Materials Journal*, 25(3), 626–631.
175. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P. and Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757–3785.
176. Antoniadou, M., Kern, M. and Strub, J. R. (2000). Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(5), 554–560.
177. Ozcan, M., Nijhuis, H. and Valandro, L. F. (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental Materials Journal*, 27(1), 99–104.
178. Lee, S. J., Cheong, C. W., Wright, R. F. and Chang, B. M. (2014). Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 23(2), 112–116.
179. Canay, S., Hersek, N. and Ertan, A. (2001). Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(1), 95–101.
180. Kato, H., Matsumura, H. and Atsuta, M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(2), 103–110.
181. Klosa, K., Wolfart, S., Lehmann, F., Wenz, H.J. and Kern, M. (2009). The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 11(2), 127–135.
182. Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. and Van Meerbeek, B. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *Journal of Dentistry*, 35(4), 282–288.
183. Borges, G., Sophr, A., de Goes, M., Sobrinho, L. and Chan, D. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 479–488.
184. Salvio, L. A., Correr-Sobrinho, L., Consani, S., Sinhoreti, M. A. C., De Goes, M. F., and Knowles, J. C. (2007). Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS empress 2 ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 192–199.

185. Çekiç-Nagaş, I., Ergün, G., Heikkinen, T. ve Lassila, L. V. J. (2009). Lityum disilikat seramik yüzey yapısı üzerine farklı pürüzlendirme sürelerinin etkisinin tarama elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(2), 73–78.
186. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K. and Lassila, L. V. J. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37, 78–87.
187. Attia, A., Lehmann, F. and Kern, M. (2011). Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 27(3), 207–213.
188. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A. and Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283–290.
189. Shahverdi, S., Canay, S., Sahin, E. and Bilge, A. (1998). Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(9), 699–705.
190. Sun, R., Suansuwan, N., Kilpatrick, N. and Swain, M. (2000). Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *Journal of Dentistry*, 28(6), 441–445.
191. Mount, G. J., Tyas, M. J., Ferracane, J. L., Nicholson, J. W., Berg, J. H., Simonsen, R. J. and Ngo, H. C. (2009). A revised classification for direct tooth-colored restorative materials. *Quintessence International*, 40(8), 691–697.
192. Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., and Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(2), 215–220.
193. Lutz, F. and Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Operative Dentistry*, 50(4), 480–488.
194. Özcan, M., Corazza, P. H., Marocho, S. M. S., Barbosa, S. H. and Bottino, M. A. (2013). Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1751–1758.
195. Gregory, W. and Moss, S. (1990). Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Operative Dentistry*, 15(1), 18–22.
196. Wahsh, M. M. and Ghallab, O. H. (2015). Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12(3), 178–184.
197. Matsumura, H., Yanagida, H., Tanoue, N., Atsuta, M. and Shimoe, S. (2001). Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(3), 315–319.

198. Ayaz, F., Tağtekin, D. ve Funda, Y. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (4), 49–56.
199. Wegner, S. M., Gerdes, W. and Kern, M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 267–72.
200. Zhao, Y. Q., Li, J., Zhang, J. C., Liao, Y. M., Lu, J. J and Li, W. (2012). Shear bond strengths between alumina-toughened zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to aging. *Asian Pacific Journal of Tropical Medicine*, 5(5), 402–405.
201. Guess, P. C., Kulis, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y. and Strub, J. R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 24(11), 1556–1567.
202. Madani, A. S., Astaneh, P. A., Nakhaei, M., Bagheri, H. G., Moosavi, H., Alavi, S., and Najjaran, N. T. (2015). Effectiveness of silica-lasing method on the bond strength of composite resin repair to Ni-Cr alloy. *Journal of Prosthodontics*, 24(3), 225–232.
203. Leibrock, A., Degenhart, M., Behr, M., Rosentritt, M. and Handel, G. (1999). In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(2), 130–7.
204. Valandro, L. F., Ozcan, M., Amaral, R., Vanderlei, A. and Bottino, M. A. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials*, 27(6), 849–855.
205. Della Bona, A. and Van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 74(9), 1591–1596.
206. Betamar, N., Cardew, G. and Van Noort, R. (2007). Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *The journal of Adhesive Dentistry*, 9(2), 159–168.
207. Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 43(5), 492–498.
208. Phrukkanon, S., Burrow, M. F. and Tyas, M. J. (1998). Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*, 14(2), 120–128.
209. Della-Bona, A., Anusavice, K. J. and Mecholsky Jr, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693–699.
210. Shimada, Y., Yamaguchi, S. and Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380–388.
211. Placido, E., Meira, J. B. C., Lima, R. G., Muench, A., Souza, R. M. D. and Ballester, R. Y. (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress

- analysis. *Dental Materials*, 23(9), 1086–1092.
212. Saito, A., Komine, F., Blatz, M. B. and Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257.
  213. Goldstein, J., Newbury, D. E., Echlin, P., Joy, D. C., Romig Jr, A. D., Lyman, C. E., Fiori, C. and Lifshin, E. (Eds.). (1992). *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis: a text for biologists, materials scientists, and geologists*, Springer Science & Business Media, 21-68.
  214. Kakaboura, M. Fragouli, A. and Silikas, C. R. N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry , scanning electron , atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
  215. Tholt, B., Miranda-júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J. and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–449.
  216. Schnitzler, H., Zimmer, K., Microsystems, L. and Ag, S. (2008). Advances in stereomicroscopy. *International Society for Optics and Photonics*, 7100, 1-12.
  217. Egbert, J. S., Johnson, A. C., Tantbirojn, D., Versluis, A. and Cam, C. A D. (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD / CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*, 12(2), 53–58.
  218. Kim, B.K., Bae, H. E.K., Shim, J.S. and Lee, K.W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 357–362.
  219. Luo, X., Silikas, N., Allaf, M., Wilson, N. H. F. and Watts, D. C. (2001). AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2™ dental ceramic. *Surface Science*, 491(3), 388–394.
  220. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2012). Dental casting alloys and metal joining. In *Phillip's Science of Dental Materials*, Elsevier Inc., 367–395.
  221. Manhart, J., Chen, H., Hamm, G. and Hickel, R. (2004). Buonocore memorial lecture: review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, 29(5), 481–508.
  222. Pieger, S., Salman, A. and Bidra, A. S. (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(1), 22–30.
  223. Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M. and Hämmerle, C. H. F. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 86–96.

224. Zhao, K., Pan, Y., Guess, P. C., Zhang, X. P. and Swain, M. V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28(6), 653–660.
225. Guess, P. C., Zavanelli, R. A, Silva, N. R. F. A, Bonfante, E. A, Coelho, P. G. and Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434–442.
226. Raposo, L. H. A., Neiva, N. A., da Silva, G. R., Carlo, H. L., da Mota, A. S., do Prado, C. J. and Soares, C. J. (2009). Ceramic restoration repair: report of two cases. *Journal of Applied Oral Science*, 17(2), 140–4.
227. Tanumiharja, M., Burrow, M. F. and Tyas, M. J. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 16(3), 180–187.
228. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235.
229. Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E. and Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.
230. Han, I.H., Kang, D.W., Chung, C.H., Choe, H.C. and Son, M.K. (2013). Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 248–255.
231. Stangel, I., Nathanson, D. and Hsu, C. S. (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 66(9), 1460–1465.
232. Ozcan, M., Valandro, L. F., Pereira, S. M., Amaral, R., Bottino, M. A. and Pekkan, G. (2013). Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(3), 207–210.
233. Elsaka, S. E. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 161–167.
234. Duzyol, M., Sagsoz, O., Sagsoz, N. P., Akgul, N. and Yildiz, M. (2015). The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *Journal of Prosthodontics*, 1–6.
235. Aboushelib, M. N., de Kler, M., Van DerZel, J. M. and Feilzer, A. J. (2009). Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *Journal of Prosthodontics*, 18(3), 211–216.
236. Güler, A. U., Yilmaz, F., Yenisey, M., Güler, E. and Ural, C. (2006). Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8(1), 21–25.

237. Gökçe, B., Ozpinar, B., DüNDAR, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. H. and Güngör, M. A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative Dentistry*, 32(2), 173–178.
238. Kirmali, O., Barutçigil, C., Ozarşlan, M. M., Barutçigil, K. and Harorli, O. T. (2015). Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*, 37(3), 1–7.
239. Kern, M., Barloi, A. and Yang, B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, 88(9), 817–822.
240. Atsu, S., Kilicarslan, M., Kucukesmen, H. and Aka, P. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(6), 430–436.
241. İnternet: Clearfil Majesty ES-2 Product Information. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.kuraraynoritake.com%2Fproducts%2Fadhesives-and-composite-resin%2Fclearfil-majesty-es-2&date=2016-02-29>, Son Erişim Tarihi: 29.02.2016.
242. Flury, S., Lussi, A. and Hickel, R. (2013). Light curing through glass ceramics with a second- and a third- generation LED curing unit : effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 17, 2127–2137.
243. İnternet: Valo Curing Light, Product Instruction Documents. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2F+https%3A%2F%2Fwww.ultradent.com%2Fens%2FProduct%2520Instruction%2520Documents%2FVALO%2520Curing%2520Light.pdf&date=2016-02-29>, Son Erişim: 29.02.16.
244. Yen, T. W., Blackman, R. B. and Baez, R. J. (1993). Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(3), 224–233.
245. Kern, M. and Thompson, V. P. (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(3), 240–249.
246. Kern, M. and Wegner, S. M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64–71.
247. Shiu, P., De Souza-Zaroni, W. C., Eduardo, C. D. P. and Youssef, M. N. (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery*, 25(4), 291–296.
248. Gale, M. S. and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
249. Ergun, G., Cekiç, I., Lassila, L. V. J. and Vallittu, P. K. (2006). Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotropic fiber-reinforced composite at the interface. *Acta odontologica Scandinavica*, 64(5), 293–299.

250. Soles, C. L. and Yee, A. F. (2000). A Discussion of the molecular mechanisms of moisture transport in epoxy resins. *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*, 38(5), 792–802.
251. Ertaş, E., Güler, A. U., Yücel, A. C., Köprülü, H. and Güler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25(2), 371–376.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ATAOL, Ayşe Seda  
 Uyuğu : T.C.  
 Doğum tarihi ve yeri : 16.02.1988 Giresun  
 Medeni hali : Evli  
 Telefon : 0 312 203 41 93  
 Faks : 0 312 223 92 26  
 e-mail : a.seda.yucel@gmail.com



### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Bursa Anadolu Lisesi	2006

### Yabancı Dil

İngilizce

### Burslar

2014-2015 Tübitak Sağlık Bilimleri Araştırma Grubu Proje Bursiyeri (Proje No: 114S909)

### Yayınlar

#### Uluslararası Yayınlar:

Ergun, G. ve Yucel, A.S. (2014). Full-mouth rehabilitation of a patient with severe deep bite: A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 23(5), 406-411.

#### Ulusal Yayınlar:

Ergun, G. ve Ataol, A.S. (2016). Seramik Tamir Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar: Derleme. *Cumhuriyet Dental Journal*, 19(1), 10.7126/cdj.58140.5000109802.

## Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

- Ergün, G., Yücel, A.S., Cekic-Nagas, I. ve Egilmez, F. (2012, 31 Mayıs-2 Haziran). *Anterior bölgede estetik uygulamalar*. 19. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye.
- Ergun, G. ve Yucel, A.S. (2013, August). *Full mouth rehabilitation of a patient with severe deep bite: A case report*. FDI 101st Congress, Istanbul, Turkey.
- Ergun, G., Ataol, A.S. ve Sahin, Z. (2016, February). *Functional and Esthetic Rehabilitation of the Patient with Developmental Disorder of Enamel*. 20<sup>th</sup> UAE International Dental Conference and Arab Dental Exhibition, Dubai, UAE.
- Ergün, G., Egilmez, F., Yucel, A.S. ve Bozkaya, S. (2013, 3-5 Ekim). *Doğru Konumlandırılmamış İmplantlara Sahip Tam Dişsiz Hastanın Hibrit Protezler İle Tedavisi: Vaka Sunumu*. Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, Rize, Türkiye.
- Ergün, G. ve Yücel, A.S. (2013, 21-23 Kasım). *İmplant üstü restorasyonlarda estetik yaklaşımlar*. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 6. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İstanbul, Türkiye.

## Hobiler

Türk sanat müziği, tenis, seyahat



*GAZİ GELECEKTİR..*