

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN Y-TZP
ZİRKONYA İLE VENEER SERAMİK ARASINDAKİ
BAĞLANMA DAYANIMININ TERMAL SİKLUS
ÖNCESİ VE SONRASI DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ayşegül Nagehan ÖZEVÇİMEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ömer KIRMALI

2018-ANTALYA

T.C
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN Y-TZP
ZİRKONYA İLE VENEER SERAMİK ARASINDAKİ
BAĞLANMA DAYANIMININ TERMAL SİKLUS
ÖNCESİ VE SONRASI DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ayşegül Nagehan ÖZEVÇİMEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Ömer KIRMALI

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 2560 proje numarası ile desteklenmiőtir.

2018-ANTALYA

ONAY SAYFASI

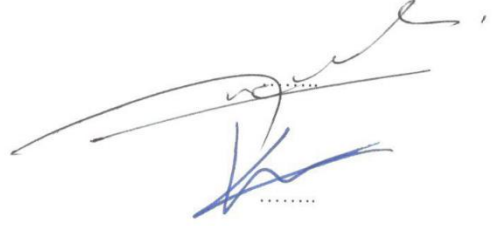
Ayşepül Nergiz ÖZCİMEN tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 16/03/2018

İmza

Üye : Doç Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Ömer KIRMALI
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Kemal ÜSTÜN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doktor Öğretim Üyesi M. Mustafa ÖZARSLAN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doktor Öğretim Üyesi Fatih SARI
Gaziantep Üniversitesi



Bu tez, 06/03/2018 tarih ve 11/58 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Dış Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Kutsal ER



ETİK BEYAN

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

Ayşegül Nagehan ÖZEVÇİMEN

İmza

Tez Danışmanı

Doç Dr. Ömer KIRMALI

İmza

TEŞEKKÜRLER

Tez çalışmam boyunca bilgisi, tecrübesi ve yardımları ile bana yol gösteren sevgili danışman hocam Doç. Dr. Ömer KIRMALI'ya ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tek bir kelimedenden ibaret olmayan, her şeyden çok değer verdiğim ailem; her anımda yanımda olup beni destekleyen, sevgilerini her zaman hissettiğim canım annem Necmiye ÖZEVÇİMEN ve canım babam Hüseyin ÖZEVÇİMEN'e, kardeşleri olduğum için kendimi her zaman şanslı hissettiğim abim Oğuzhan ÖZEVÇİMEN ve ablam Neslihan ÖZEVÇİMEN KILDIR'a, hayatımı anlamlılaştıran, bu süreçte ve her zaman desteği ve sevgisiyle yanımda olan nişanlım Cenk AKKAŞ'a,

Bulduğum şehri yaşanabilir kılan, sevgileri ve dostluklarıyla desteklerini her zaman hissettiğim arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında bölümlerinin imkanlarından yararlanmamı sağlayan Periodontoloji Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Kemal ÜSTÜN'e,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Can Deniz KÖKSAL'a,

Deney örneklerine XRD ve SEM analizleri yapılması sırasında yardımcı olan Dr. Hakan ER'e,

Teşekkür ederim..

Ayşegül Nagehan ÖZEVÇİMEN

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, sinterleme öncesi ve sonrası uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve termal siklus uygulamasının zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmaktır. Çalışmada ayrıca yüzey işlemleri ve sinterleme sonrası faz dönüşüm miktarının ve yüzey pürüzlülüğünün altyapı ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantıya etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: 220 adet sinterlenmemiş 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde zirkonya altyapı örneği CAD/CAM cihazında hazırlandı ve örneklerin yarısı sinterlendi, ve termal siklus uygulanacak ve uygulanmayacak grup olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Ardından zirkonya örnekler sinterize öncesi ve sinterize sonrası farklı yüzey işlemlerine göre 5 alt gruba ayrıldı ve yüzey işlemleri uygulandı. Ardından her bir gruptan rastgele alınan birer örneğe SEM, AFM ve XRD analizi yapıldı. Örnekler üzerinde 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde üstyapı porseleni pişirildi. Termal siklus grubundaki örneklere 5000 termal siklus uygulandı. Örneklerin tümüne üniversal test cihazında makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı.

Bulgular: Yüzey işlemlerinin istatistiksel analizi Kruskal Wallis Varyans Analizi ve Mann Whitney U testi ile yapıldı. Kontrol, kumlama, 3W-8 Hz, 3W-15 Hz ve 3W-20 Hz gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Sinterleme öncesi yüzey işlemleri uygulamasının bağlanma dayanımını genel olarak arttırdığı, fakat istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($p>0,05$). Termal siklus uygulamasının da bağlanmayı düşürdüğü, fakat sinterleme öncesi 20 Hz grubu ($p<0,02$) dışında istatistiksel anlamlılığı olmadığı görüldü ($p>0,05$). Sinterize öncesi ve sonrası yüzey işlemleri ile zirkonya $t \rightarrow m$ faz artışı gözlenmiş ancak sinterlemeden sonra m faz değerlerinde azalma olduğu görülmüştür.

Sonuç: Çalışmanın sonuçlarına göre sinterize öncesi yapılan yüzey işlemlerinin sinterize sonrası gruplara göre daha yüksek olduğu bulundu. Ayrıca termal siklus uygulamalarının bağlanma dayanımı değerlerini azalttığı da görüldü.

Anahtar Kelimeler: y-tzp zirkonya, veneer seramik, makaslama bağlanma dayanımı, termal siklus, er,cr;ysgg lazer.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study, to investigate the effect of different surface treatments applied before and after sintering and thermal cycling application on the bond strength between zirconia and veneering porcelain. In the study, it is also aimed to evaluate the effect of the surface transformation and post-sintering phase transformation amount and surface roughness between zirconia core and veneering porcelain.

Method: 220 pre-sintered zirconia core specimens (7 mm diameter and 3 mm height) prepared in CAD/CAM and half of the specimens were sintered, and 2 groups were divided, with and without thermal cycling. Then zirconia specimens were divided into 5 subgroups according to different surface treatments before and after sintering and surface treatments were applied. SEM, AFM and XRD analyzes were then performed on random specimens from each group. Zirconia specimens were veneered with veneering porcelain (5 mm diameter and 3 mm height). 5000 thermal cycles were applied to the specimens in the thermal cycle group. The shear bond strength was tested using a universal testing machine.

Results: Statistical analysis of surface treatments was performed by Kruskal Wallis Variance Analysis and Mann Whitney U test. There was no statistically difference in control, sandblasting, 3W-8 Hz, 3W-15 Hz and 3W-20 Hz groups ($p > 0.05$). It was found that the application of surface treatment before sintering generally increased the bonding strength, but it was not statistically significant ($p > 0.05$). It was also found that the thermal cycling treatment decreased the bonding but there was no statistical significance except for 20 Hz group ($p < 0.02$) before sintering ($p > 0.05$). Surface treatments before and after sintering provided $t \rightarrow m$ transformation in zirconia, but post sintering, it was seen that the m phase values decreased.

Conclusions: According to the results of the study, surface treatments before sintering were found to be higher than those after sintering. It has also been observed that thermal cycling practices have reduced the bond strength values.

Key words: γ -t-zp zirconia, veneer ceramic, shear bond strength, thermal cycle, er,cr;ysgg laser.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER.....	vii
TABLolar.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	5
2.2.1. Cam Seramikler.....	6
2.2.2. Alümina Esaslı Seramikler.....	9
2.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	11
2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	14
2.3.1. Uygulama Alanı.....	14
2.3.2. Yapısı ve Özellikleri.....	15
2.3.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Seramikler.....	17
2.4. CAD/CAM Sistemleri.....	18
2.4.1. Tarihsel Gelişimi.....	18
2.4.2. CAD/CAM Komponentleri.....	18
2.5.Zirkonya-Seramik Bağlantı Mekanizması.....	19
2.6. Yüzeyde Faz Dönüşümü Oluşturan ve Retansiyonu Arttıran İşlemler.....	20
2.6.1. Kuşlama.....	20
2.6.2. Lazer.....	21
2.7. Termal Siklus.....	23
2.8. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Testler.....	23
2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	23
2.9. Analizler.....	24
2.9.1. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi.....	24

2.9.2. XRD (X Işını Kırınımı) Analizi	25
2.9.3. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) Analizi	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	27
3.1. Zirkonya Esaslı Altyapının Hazırlanması	27
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	28
3.3. Üstyapı Porselen Uygulaması	31
3.4. Termal Siklus Uygulaması.....	33
3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	34
3.6. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	35
3.7. SEM ile Yüzey Analizi	36
3.8. AFM ile Yüzey Analizi.....	37
3.9. XRD ile Faz Analizi.....	37
3.10. İstatistiksel Analiz.....	38
4. BULGULAR.....	39
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	39
4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi	42
4.3. SEM ve AFM Analizi Bulguları	43
4.4. SEM ile Kopma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi	49
4.5. XRD Analizi Bulguları	50
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	68
7. KAYNAKLAR	70
8. ÖZGEÇMİŞ	86

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
K	Kelvin
W	Watt
Hz	Hertz
Nm	Nanometre
µm	Mikrometre
°C	Santigrat derece
N	Newton
mm/dk	Milimetre/dakika
dk	dakika
Kısaltmalar	Açıklama
Ark.	Arkadaşları
MPa	Megapaskal
Al₂O₃	Alüminyum oksit
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Al₂O₃. 2SiO₂. 2H₂O	Kaolen
SiO₂	Silika
K₂OAl₂O₃6SiO₂	Potasyum Alumina Silikat
Na₂OAl₂O₃6SiO₂	Sodyum Alumina Silikat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
MgAl₂O₄	Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
CICERO	Computer Integrated CERamic RecOnstructions
DCS	Dijital Bilgisayar Sistemi
in-EOS	ExtraOral-Scanner
ZrO₂	Zirkonyum oksit
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
T	Tetragonal faz
M	Monoklinik faz

K	Kübik faz
Mg-PSZ	Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş alumina
CaO	Kalsiyum oksit
Cs₂O	Sezyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
Y₂O₃	Yttrium oksit
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
GPa	Gigapaskal
Nd:YAG	Neodmiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali
Er:YAG	Erbiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali
Er, Cr: YSGG	Erbiyum, kromiyum: yttrium-skandiyum-galyum-garnet
ISO	International Organization for Standardization
HIP	Hot Isostatic Pressing
SPSS	Statistical Package for Social Science
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
XRD	X ışını kırınımı
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
KW-Ki_Kare	Kruskal Wallis Ki Kare dağılımı
Min	Minimum
Max	Maksimum
st ±	Standart sapma
P	Anlamlılık
N	Örnek sayısı
Sig	Significant

ŞEKİLLER

Şekil 2.3.2.1: Zirkonyanın m-t-k fazdaki kristal yapıları.....	16
Şekil 2.3.2.2: Transformasyon sertleşmesi.	16
Şekil 2.8.1.1: Makaslama testi A) Uygulama anı, B) Test sonucu kırılma anı.....	24
Şekil 3.1.1: Örneklerin elde edilmesinde kullanılan metal kalıp	27
Şekil 3.2.1: A) Çalışmada kullanılan zirkonya blok, B) CAD/CAM cihazı.....	28
Şekil 3.2.2: Örneklerin gruplandırılması.....	30
Şekil 3.2.3: Kumlama cihazı	30
Şekil 3.2.4: A) Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı, B) Lazer uygulaması	30
Şekil 3.2.5: Sinterize öncesi ve sonrası zirkonya örnekler.....	31
Şekil 3.3.1: Çalışmada kullanılan üstyapı porseleni	32
Şekil 3.3.2: A) Porselen uygulaması için 2. metal kalıbın yerleştirilmesi, B) Üstyapı porselen uygulaması.....	32
Şekil 3.3.3: A) Üstyapı porselen uygulanmış örnekler, B) Çalışmada kullanılan porselen fırını, C) Fırınlanması tamamlanmış örnekler	32
Şekil 3.3.4: Örneklerin akriliğe gömülmesi	33
Şekil 3.4.1: A) Örneklerin termal siklus için hazırlanması, B) Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı.....	33
Şekil 3.5.1: A) Çalışmada kullanılan geleneksel test cihazı, B) Makaslama testi uygulaması	34
Şekil 3.6.1: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı	35
Şekil 3.7.1: A) Altın-palladyum kaplama cihazı, B) Yüzeyi kaplanmış zirkonya örnek, C) Çalışmada kullanılan SEM cihazı	36
Şekil 3.8.1: Çalışmada kullanılan AFM cihazı	37
Şekil 3.9.1: Çalışmada kullanılan XRD cihazı	38
Şekil 4.1.1: Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin karşılaştırılması	41
Şekil 4.3.1: A) SÖ kontrol örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) SS kontrol örneğin SEM görüntüsü (x2000), C) SÖ kontrol örneğin AFM görüntüsü, D) SS kontrol örneğin AFM görüntüsü.....	44

Şekil 4.3.2: A) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) *SS* kumlama uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) *SS* kumlama uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü 45

Şekil 4.3.3: A) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (2000), C) *SS* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) *SS* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü..... 46

Şekil 4.3.4: A) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) *SS* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) *SS* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü..... 47

Şekil 4.3.5: A) *SÖ* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) *SÖ* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) *SS* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) *SÖ* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) *SÖ* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) *SS* 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü..... 49

Şekil 4.4.1: Karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x100) 49

Şekil 4.5.1: A) *SÖ* kontrol örneğin XRD görüntüsü, B) *SS* kontrol örneğin XRD görüntüsü, C) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, D) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, E) *SS* kumlama uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, F) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, G) *SÖ* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, H) *SS* 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, I) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, J) *SÖ* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, K) *SS* 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, L) *SÖ* 20 Hz lazer

uygulamasý yapýlmýþ örneęin XRD görüntüsü, M) SÖ 20 Hz lazer uygulamasý yapýlmýþ
örneęin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, N) SS 20 Hz lazer uygulamasý yapýlmýþ
örneğin XRD görüntüsü 52



TABLULAR

Tablo 3.1.1: Çalışmada kullanılan materyaller	27
Tablo 3.1.2: Çalışmada kullanılan zirkonya altyapı materyalinin özellikleri	27
Tablo 3.1.3: Çalışmada kullanılan porselen üstyapı materyalinin özellikleri	28
Tablo 3.3.1: Fırınlama prosedürü	33
Tablo 4.1.1: Grupların ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri	39
Tablo 4.1.2: <i>TS- SÖ</i> alt grupların karşılaştırılması	40
Tablo 4.1.3: <i>TS- SS</i> alt grupların karşılaştırılması	40
Tablo 4.1.4: <i>TS+ SÖ</i> öncesi alt grupların karşılaştırılması	40
Tablo 4.1.5: <i>TS+ SS</i> alt grupların karşılaştırılması	41
Tablo 4.1.6: Sinterleme işleminin bağlanma dayanımına etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	42
Tablo 4.1.7: Termal siklusun bağlanma dayanımına etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	42
Tablo 4.2.1: Tüm gruplardaki örneklerin kopma tipleri ve miktarları	43
Tablo 4.5.1: XRD verilerine göre hesaplanan örneklerin <i>m</i> faz oranları	50

1. GİRİŞ

Dental seramikler kimyasal olarak stabil, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı, biyouyumlu ve üstün estetik özelliklere sahip materyallerdir.(1) Metal destekli seramikler mekanik olarak oldukça dayanıklı olmalarına rağmen, ışık geçirgenliğinin az olmasından dolayı estetik ihtiyaçları tam olarak karşılayamamış, bu yüzden tam seramikler metal destekli porselenlerin yerini almaya başlamıştır.(1, 2) Fakat tam seramiklerin düşük kırılma direnci ve posterior bölgede kullanılamaması zirkonya seramiklerin popülaritesini arttırmıştır.(3)

Zirkonyaların mekanik özellikleri son derece gelişmiş olsa da doğal dişler kadar saydam olmadıkları için özel olarak geliştirilmiş üstyapı porselenleri ile veneerlenmesi gerekir. Zirkonya altyapıların termal genleşme katsayısı ($10.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) üstyapı porselenlerinden ($9.1-9.7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) daha yüksektir. Böylece zirkonya ile üstyapı porseleni arasındaki bağlanma metal destekli porselen restorasyonlarıyla benzer şekilde az miktardaki sıkışma kuvveti ile sağlanmaktadır.(4, 5) Literatürde bu bağlantı bölgesinin en zayıf bölge olduğu ve bu bölgenin, restorasyonların uzun dönemli başarısında önemli rol oynadığı bildirilmiştir.(6) Steyern ve ark.,(7) DC-Zirkon esaslı restorasyonların iki yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %15, Sailer ve ark.,(8) üç yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. (9) ise Lava esaslı 56 adet restorasyonun, 31 ay sonundaki veneer kırılma oranlarını %25 olarak bildirmişlerdir. Üstyapı porselenindeki kırılmaların önlenmesinde bağlantı bölgesindeki direncin yüksek ve üstyapı porseleninin çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması son derece önemlidir.(10)

Zirkonya ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantıyı arttırmak için uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonyanın direncine olan etkisine yönelik farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Bazı araştırmacılar, kumlama sonrası zirkonyanın direncinde düşüş olduğunu bildirirlerken, bunun aksine bazı çalışmalarda bu değerlerde artış olduğu rapor edilmiştir.(11, 12) Ghasemi ve ark.,(13) sinterize öncesi ($S\ddot{O}$) ve sinterize sonrası (SS) farklı enerji seviyelerinde Er,Cr;YsGG lazer uyguladıkları zirkonya yüzeylerine, rezin siman ile bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada $S\ddot{O}$ örneklerde 3 W, SS örneklerde ise 2 W uygulamasının en yüksek bağlanma değeri verdiğini bildirmişlerdir. Kırmalı ve ark.,(14) $S\ddot{O}$ farklı yüzey işlemleri [farklı enerji

seviyelerinde Er,Cr;YSGG lazer (1-6 W, 20 Hz), kumlama] uyguladıkları zirkonya örneklerinin, yüzey pürüzlülüklerini ve yüzeyde oluşan morfolojik değişiklikleri araştırdıkları çalışmalarında, en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerini 6 W gruplarında olduğunu ifade etmişlerdir. Başka bir çalışmalarında, SS Y-TZP zirkonyaya farklı yüzey işlemleri uygulamışlar ve en fazla bağlanma kuvvetini kumlama ve yüksek enerji seviyesindeki (3-6 W arası) Er,Cr;YSGG lazer gruplarında elde etmişlerdir.(15) Ayrıca çalışmalarında yüksek enerji seviyesinde uygulanan lazerin zirkonya yüzeyinde karbonizasyon alanları oluşturduğunu, yüzeye zarar verdiğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte Akhavan Zanjani ve ark.,(16) zirkonya rezin siman bağlantısını araştırdıkları çalışmalarında, 3 W (Er,Cr;YsGG lazer) gruplarında en yüksek sonuçları bulmuşlardır. Bu çalışmaların sonuçları da dikkate alınarak çalışmamızda zirkonya örnekler üzerine, yüzeye zarar vermeden mekanik bağlantıyı artıracak pürüzlü bir yüzey elde etmek amaçlı 3 W Er,Cr;YsGG lazer parametresi 8 Hz, 15 Hz ve 20 Hz olmak üzere ayrı ayrı SÖ ve SS gruplarda kullanılacaktır.

Literatürde zirkonya-üstyapı seramiği/rezin siman bağlantısını araştıran ve bağlanma testinden önce termal siklus uygulanmış (TS+) veya uygulanmamış (TS-) birçok çalışma mevcuttur.(4, 17-19) Ancak termal siklusun etkisini beraber değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu bağlamda bu çalışmada termal siklus uygulamalarının, bağlanma değerleri üzerine etkisi uygulanmayan gruplarla beraber karşılaştırılacaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi yunanca 'yanmış şeyler' anlamına gelen keramikos sözcüğünden türemiştir.(20-22) Ev eşyası olarak kullanılan ilk seramikler, opak, nispeten zayıf ve gözenekli olması nedeniyle dental uygulamalarda kullanılamamıştır. Bu materyalin büyük çoğunluğunu oluşturan kaoline silika ve feldspat gibi diğer mineraller harmanlanarak, dental restorasyonlarda gerekli olan saydamlık ve ekstra güç elde edilmiştir.(21)

1774 yılında seramik materyali, ilk kez tam protez üretmek için diş hekimi Dubois de Chemant ve Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından öne sürülmüştür.(23, 24) Fakat o dönemde fırınlama ile elde edilen dişleri kaide materyaline bağlayamadıkları için, bireysel protez yapımında ürettikleri dişleri kullanamamışlardır. 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, platin pin ve altyapıya yerleştirilen terrometalik porselen dişleri icat etmiştir.(25, 26)

Charles Land, 1903'te diş hekimliğinde ilk seramik kron uygulamasını yapmıştır. 1900'lü yılların başında alüminyum seramik kronları, 1960'lı yıllarda da dayanıklı metal-seramik kron üretim yöntemleri tanıtılmıştır. Hem seramik bileşimindeki, hem de seramik çekirdeğinin oluşturulma yöntemindeki gelişmeler sayesinde tamamen seramikten yapılmış kırılmaya dayanıklı kronlar üretilmiştir. 1962 yılında Weinstein ve ark., klinik olarak uzun ömürlü ve iyi estetik özelliklere sahip metal-seramik restorasyonların patentini almışlardır.(23, 26)

1965 yılında McLean ve Hughes tarafından %40-50 oranında Al_2O_3 içeren cam matristen oluşan dental alümina kor seramiği kullanılmış ve porselen kronların kırılma direncinde önemli bir iyileşme bildirilmiştir.(1, 23, 26) Ardından, farklı kompozisyonlara sahip seramikler ile yeni laboratuvar tekniklerinin birlikte kullanılması, restorasyonların mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu güçlendirilmiş tam seramik restorasyonlar, inleyler, onleyler, kronlar ve sabit protezler için endikedir.(1) Adair ve Grossman tarafından 1984 yılında tam seramik sistemlerindeki gelişmeler, camın kontrollü kristalizasyonu (Dicor) ile

sağlanmıştır. Ayrıca, yaklaşık %70 oranında tetrasiklik formika kristal hacmine sahip işlenebilir bir cam seramik versiyonu (Dicor MGC) geliştirilmiştir.(26)

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, genellikle alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik element ile oksijen bileşiklerini içeren metalik olmayan, inorganik yapılardır.(22, 27) Seramiğin kristal yapısında, stabilite ve kararlılık kazanmasını sağlayan iyonik ve kovalent kuvvetli bağlar bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu bağlardan dolayı seramik kırılma bir yapıya sahiptir.(22)

Seramik içeriğinde kaolin (kil, $Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$, % 0-3), kuartz (silika&kum, SiO_2 , 10-30%) ve feldspatın ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$, % 70-80) uygun oranlarda karışımıyla üretilir ve yüksek sıcaklıkta pişirilen seramik materyallerinin spesifik bir bileşenidir.(22, 24, 28-30) Ayrıca beyaz, yarı saydam bir materyal olup fırınlama ile pürüzsüz hale getirilir.(22)

Feldspatın temel bileşeni silikon dioksittir. Eridiğinde, porselene yarı saydamlık kazandıran camsı bir materyal oluşturur. Feldspatın yüksek içeriğinden dolayı estetik olarak translusens restorasyonlar elde edilir, fakat aynı zamanda son derece kırılma bir materyaldir.(24) Fırınlama sırasında eriyip akarak, diğer bileşenleri katı bir kütlede birleştirir.(22, 28)

Kaolin, su içerikli bir alüminosilikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$). Parçacıkları birbirine bağlayan yapışkan, yeşil renkli kil porselendir ve porselene opaklık kazandırır.(21, 22, 28)

Kuartz (silika), pişen seramik restorasyonu güçlendirir, pişirme sırasındaki yüksek sıcaklıkta yapısı değişmeden kalır ve böylece diğer maddeler için çerçeve sağlayarak yapıya kararlılık kazandırır.(22)

Farklı elementlerin porselen içerisine ilave edilmesi ile farklı renkler elde edilmiştir; İndiyum (sarı); Krom, kalay (pembe); Demir oksit (siyah); Kobalt tuzları (mavi). Ayrıca zirkonyum oksit, titanyum oksit ve kalay oksit gibi metal oksitlerin ilavesi ile metal altyapı maskelenir ve metal-porselen bağlanması için gerekli oksit tabaka oluşturulur.(28)

2.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Günümüzde doğal görünümlü kronlara olan ilgi arttıkça diş hekimleri ve porselen üreticileri, sadece estetik ve yumuşak doku uyumunu değil ayrıca sabit protezlerin üretiminde seramiği güçlendirmek için yeterli kuvvete sahip çeşitli yöntemleri araştırmışlardır.(28) Tam seramik restorasyonlardaki materyalde güçlendirici ajan olarak birçok kristalin faz kullanılır ve hacim olarak % 99'a kadar kristalin faz içerir. Kristalin fazın doğası, miktarı ve parçacık boyutunun dağılımı materyalin mekanik ve optik özelliklerini direkt etkiler. Kristalin fazın kırılma indeksi ile camsı matris arasındaki eşleşme, porselenin translusensliğini kontrol etmek için önemli bir faktördür.(31)

Tam seramik restorasyonların altyapı materyaline göre sınıflandırılması;(32)

1) Cam Seramikler

a) Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent)
- Optimal Pressable Ceramic (JenericPentron, Wallingford, Conn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)

b) Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)

c) Feldspatik seramikler

- Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrikup, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Bloc (Vita Zahnfabrik)
- Vitablocs Esthetic Line (Vita Zahnfabrik)

2) Alumina Esaslı Seramikler

a) In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik)

b) In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik)

c) In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik)

d) Synthoceram (Cicero Dental Systems, Hoorn, Hollanda)

e) Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç)

3) Zirkonya Esaslı Seramikler

a) Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)

b) Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)

c) DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

d) Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

e) Celay (Mikrona Teknoloji AG, Spreitenbach, İsviçre)

f) Cerec In Lab (Sirona Bensheim, Almanya)

g) Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

h) Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

2.2.1. Cam Seramikler

Diş hekimliğinde ilk cam seramik, 1968'de posterior bölge protezi üretmek için Mac Culloch tarafından tanıtılmıştır. Ayrıca Mac Culloch cam seramiklerin eritilmiş cam dökümüyle tam anatomik kron, inley ve veneer üretmek için kullanılabilceğini ileri sürmüştür.(54, 55)

Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

Bu seramikler, yüksek miktarda (hacimce %35) lösit kristalleri içeren cam seramik materyallerdir.(25, 26) Artan translusensliği, daha küçük tane boyutu ile lösit kristalleri olan lösit ilaveli cam seramik, önceki model olan Empress'ten daha homojen bir yapıda dağılmıştır.(33)

IPS-Empress sistemi, 1983'te Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiştir.(24, 34, 35)

Ivoclar Vivadent 1986 yılında bu projeyi geliştirmiş, 1990 yılında tanıtılmıştır.(34, 36)

IPS-Empress sisteminde kullanılan materyal, esas olarak tek kron restorasyonlar için tasarlanmış bir lösit ilaveli dökme cam seramiktir.(26, 34) Diğer cam seramiklerden farklı olarak, IPS-Empress sistemi, lösit kristallerinin kristalin fazını başlatmak için

ikinci bir ısıtma döngüsü gerektirmez.(28) IPS Empress materyalinin bükülme kuvveti, ilave fırınlamalardan sonra önemli ölçüde iyileşmiştir ve yaklaşık 110 MPa, kırılma dayanımı ise yaklaşık $1,3-1,5 \text{ MPa}^{1/2}$ 'dir.(23, 26)

Lösit takviyeli seramik bloklar CAD /CAM ile üretim için de mevcuttur. Seramikler, inley, onley, kron ve veneerlerin üretimi için uygundur.(28, 31, 34, 37) Seramik, translusens bir yapıya sahiptir ve bu da estetik restorasyonların üretilmesinde avantaj sağlar. Ancak, siman ve su birikmesi translusens restorasyonların son rengini olumsuz yönde etkileyebilir ve zamanla, restorasyonun son rengi simanın tonundan önemli ölçüde etkilenebilir.(38)

Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

Bu materyal, %60 oranında lityum disilikat kristalleri içeren ısı ile preslenmiş ve preslendikten sonra iç içe geçmiş bir yapı oluşturan cam seramiktir.(24, 25) Bu sayede seramikteki kırılma kuvveti artmıştır. Li_2O ve Si_2O lityum disilikatın kristalleşmesine yardımcı olur. BaO ve Cs_2O rezidüel camı, Al_2O_3 ve B_2O_3 seramiği kimyasal olarak stabil hale getirir.(25)

1990 yılında piyasaya sunulan IPS Empress 2, lityum disilikat takviyeli cam seramiğini temsil eden tipik üründür.(24, 26, 39) IPS Empress 2'nin kırılma dayanımı $3,3-3,6 \text{ MPa}^{1/2}$, bükülme kuvveti 400-440 MPa arasındadır.(26, 39, 40) Altyapı kayıp mum ve ısı basınç tekniği ile veya prefabrike boşluklardan freze edilerek üretilir. Bu materyal nispeten translusens restorasyonların üretimine izin verirken bu restorasyonların gücünü ve uzun ömürlülüğünü arttırmak için asitlenmesi ve adeziv ile yapıştırılması önerilir. Sistem, ikinci premoların anteriorundaki eksik bir dişin yerini alan 3 üyeli protezleri üretmekle sınırlıdır. Konektörler için minimum boyut okluzogingival 4-5 mm, bukkolingual 3-4 mm' dir.(39, 41)

IPS e.max lityum disilikat kuvarz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşur.(40) IPS e.max CAD, kuvvet (320 MPa) ve mikro yapı olarak IPS Empress 2'ye (Ivoclar Vivadent) benzer bir lityum disilikat cam seramiktir.(42) IPS E.max Press'e bağlanma teknik olarak, kimyasal bağların oluşması ve rezin-seramik yüzeyinde mikro mekanik olarak birbirine kenetlenmesi ile mümkündür.(43)

Preslenebilir lityum disilikat bazlı cam seramik, camsı evredeki kristallerin kontrollü büyümesi ve çekirdeklenmesinden elde edilen kısmen kristalleşmiş bir camdır. Bir camsı faz ve en az bir kristal fazdan oluşan seramik olarak tanımlanabilir. Materyalin önemli mekanik özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir. Anterior ve premolar bölgelere uygulanan veneer, inley, onley, tam kron ve üç üyeli köprüler için endikedir.(37, 44)

Lityum disilikat cam seramik, indirekt restorasyonların estetik ve fonksiyonel tedavisinde en güvenilir restoratif materyallerden biri olarak bilinmektedir.(45) Genel olarak, tam seramik restorasyonlar için lityum disilikat cam-seramikler iyi performans gösterir. Dayanıklılığı, birinci kuşak lösit takviyeli tam seramiklerinkinden iki kat daha fazladır. İyi performansa sahip olmaları, frezeleme tekniği yoluyla üretilen restorasyonların genişletilmiş kullanımlarını sağlar.(46) Diş alt tabakalarına bağlanma yeteneği, optimum mekanik özellikler ve doğal diş benzeri görünüşü, diş hekimleri ve hastalar için caziptir.(45)

Bu seramikler bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) üretimi için de uygundur. Lityum disilikat, CAD-ON tekniği ile zirkonya alt yapılarının kaplanmasında daha güçlü bir cam-seramik olarak tanıtılmıştır. Bu teknikte zirkonya altyapısı ile lityum disilikat üstyapı seramiği CAD-CAM ile freze edilmiş, ardından lityum disilikat sinterlenmiş zirkonya alt yapısına, düşük ısı cam-seramik kullanılarak sinterlenmiştir. CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat kaplamalarında zirkonya alt yapısının sinterlenmesi, zirkonya restorasyonlarının dayanıklılığını ve klinik performansını arttırabilir.(2, 31)

Feldspatik Seramikler

İlk feldspatik porselen kronun Land tarafından tanıtılmasının ardından, klinisyenler ve hastalar tarafından metalik olmayan ve biyouyumlu restoratif materyallere olan ilgi ve talep artmıştır.(32)

Cerec I Sistemi için, Vitablocks Mark I materyalinin yerine 1991 yılında piyasaya sürülen Vitablocks Mark II, homojen bir yapıya sahip, ince grenli bir feldspatik porselendir. % 60-64 SiO₂ ve % 20-23 Al₂O₃ içerir.(32, 47, 48) 137.83 ± 12.4 MPa bükülme kuvvetine, 57.2 ± 3.6 GPa elastik modülüne ve 1.25 MPa.m^{1/2} kırılma dayanımına sahiptir.(49) İn vitro değerlendirmelerde, bu materyalin karşıt arktaki dişte

daha az aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir.(20) Bu ürünün tek renkli olması estetik olarak dezavantajdır. Bu dezavantajın üstesinden gelmek ve doğal dişlerin optik etkilerini taklit etmek için, renk seçeneği fazla olan Vita TriLuxe Bloc, 3 tabakalı bir yapı oluşturmak üzere tasarlanmıştır.(32)

Vitablocks Mark II ve Vita TriLuxe blok, onley, $\frac{3}{4}$ kron, tam kron ve veneer yapımında, Vitablocks Esthetic Line ise anterior kron ve veneer yapımında kullanılabilir.(32)

2.2.2. Alümina Esaslı Seramikler

In-Ceram Alümina

Diş restorasyonu için ilk yüksek kuvvetli seramik materyal 1980'lerde Sadoun tarafından geliştirilip In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ticari adı altında pazarlanmıştır.(24, 32, 35) In-Ceram Alumina'nın içeriği %82 Al_2O_3 , %12 La_2O_3 , %4.5 SiO_2 , %0.8 CaO , %0.7 diğer oksitler'dir.(1)

Seramik materyal, lantan alüminosilikat cam matris içinde dağılan hacimce %80 alümina kristallerinden oluşmaktadır. Altyapı, slip-cast tekniği ile üretilir.(24, 35) 1120 °C'de bir refrakter die üzerinde 10 saat boyunca sinterlenir. Bu işlemden sonra pörözlü bir yapı oluşur. Bunu elimine etmek ve mekanik özelliklerini artırıp potansiyel alanlarda çatlak yayılımını sınırlamak için altyapı üzerine lantan cam uygulanıp 1100 °C'de 4 saat boyunca ikinci kez fırınlanır.(24, 32, 39, 41) Kor materyali hazırlandıktan sonra üzerine yüzey porseleni uygulanarak restorasyon tamamlanır.(50) Alümina ve camın termal genişleme katsayısındaki farklılıklardan dolayı oluşan basınç gerilmeleri materyalin kuvvetini artırır.(32) Altyapı materyalinin bükülme kuvveti 236-600 MPa, kırılma dayanımı ise 3.1-4.61 MPa.m^{1/2} aralığında değişmektedir.(24, 39, 42) Orta derecede translusens yapıdadır.(42, 51) Bu sistemde, konektörler için minimum kritik boyutlar, okluzogingival olarak 3 mm, bukkolingual olarak 4 mm'dir.(39) Bükülme kuvveti, geleneksel alümina porselenlerin yaklaşık 4 katıdır.(24, 35) Bu nedenle, In-Ceram sistemi, posterior kron ve anterior 3 üyeli sabit protezlerin üretilmesi için belirtilen ilk dental seramiktir.(24, 32, 39, 42, 51)

In-Ceram Spinell

1994 yılında In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik), In-Ceram Alümina'nın opak koruna alternatif olarak tanıtılmıştır.

Translusensiyi arttırmak için altyapı magnezyum ve alümina ($MgAl_2O_4$) karışımı içerir. Böylece In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina'dan daha yüksek translusensiyeye ve estetik özelliklere sahip olmuştur.(32, 42, 47, 51) Bununla birlikte, alüminyum oksit (Al_2O_3) yerine magnezyum spineli kullanıldığı için bükülme kuvveti In-Ceram Alumina'ninkinden düşüktür. Bu yüzden yüksek kuvvetlere maruz kalmayan anterior kron üretiminde kullanılır.(26, 28, 32, 42, 50) Bu materyal aynı zamanda CEREC inLab sistemi (Sirona Dental Systems) ile işlenip ardından feldspatik porselen ile kaplanabilir.(42)

In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Zirkonya, orijinal In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur ve seramiği güçlendirmek için slip kompozisyonuna %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiştir. Kısmen stabilize edilmiş ZrO_2 , seramiğin güçlenmesine yardımcı olur. In-Ceram Alumina sistemi gibi, altyapıyı üretmek için slip-cast tekniği ya da prefabrik parsiyel sinterize blokların freze edilmesi kullanılabilir ve ardından feldspatik porselen ile kaplanır.(32, 39, 52, 53)

Kor materyalinin bükülme kuvvetinin 421 ile 800 MPa, kırılma dayanımının ise 6-8 MPa.m^{1/2} arasında değiştiği rapor edilmiştir. Translusenlik açısından, In-Ceram Zirkonya'nın korozyon metal alaşım korozyon kadar opaktır. Kor materyalinin translusenliği estetik sonucun artırılmasında en önemli faktör olduğu için, In-Ceram Zirkonya, anterior tam seramik sabit protezlerin üretiminde önerilmez.(32, 39, 51) Fakat posterior kron kopingleri ile posterior sabit protezlerde altyapı üretimi için kullanılabilir.(32, 54)

Synthoceram

Synthoceram, CICERO teknolojisi (Bilgisayarla Entegre Seramik Yeniden Yapılandırma) tarafından maksimum statik ve dinamik okluzal temas ilişkileri ile üretilen, yüksek dayanımlı, cam emdirilmiş, Al_2O_3 seramik sistemidir. CICERO ilk olarak Denisson ve ark. tarafından tanıtılmıştır. Synthoceram, %66 alüminyum oksit, %20 silisyumoksit ve %14 diğer materyallerden oluşur.(3, 32, 53, 55, 56)

CICERO sisteminde korozyon üretmek için lazer tarama, seramik sinterleme ve bilgisayara entegre freze teknikleri kullanılmaktadır.(32, 57) Ardından kor lösit içermeyen bir cam seramik olan Synthagon ile kaplanır.(3, 32)

Procera

Andersson ve Oden tarafından geliştirilen Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, weden) sistemi %99.9 saflıkta yüksek Al_2O_3 içerir. Kopingler ile uyumlu veneer seramikten tam seramik kron üretmek için uygulanan CAD/CAM işlemidir ve diş hekimliğinde kullanılan seramikler arasında en yüksek sertlik değerine sahiptir.(1, 24, 26, 32, 39, 52, 53, 58, 59)

Safir kontakt prob alçı modeldeki die'ı tarayıp preparasyonun 3 boyutlu şeklini tanımlamak için kullanılır. Veriler elektronik olarak model kopyalama frezeleme ile %20 büyütülmüş bir biçimde hazır olması için üretim yerine gönderilir ve kuru preslemede kullanılır. Yüksek saflıkta Al_2O_3 tozu, büyütülmüş die üzerinde mekanik olarak sıkıştırılır ve pörözlü yapının ortadan kaldırılması ve korun çalışma modelindeki die boyutlarına geri dönmesi için 1550 °C'de sinterlenir. Kor, Al_2O_3 'in termal genleşme katsayısı ile benzer düşük fırınlama dereceli feldspatik porselenle kaplanarak tamamlanır.(24, 26, 32, 58)

Procera AllCeram anterior ve posterior kronlar, veneerler, onleyler ve inleyler için kullanılabilir. Altyapı materyalinin bükülme kuvveti 487-699 MPa aralığında ölçülmüştür. Bu kor materyali için kırılma dayanımı $4.48-6 \text{ MPa.m}^{1/2}$ arasında değişir. Önerilen konektör yüksekliği 3 mm, konektör genişliği 2 mm'dir.(26, 39)

2.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

Lava Sistemi

Lava Sistemi, %3 oranında kısmen stabilize edilmiş yitrium zirkonya polikristal içeriğine sahip yoğun sinterlenmiş ve yüksek kuvvetli zirkonya altyapısı üretmek için CAD/CAM teknolojisini kullanan ilk tam seramik sistemlerden biridir. Polikristaller, tetragonal kristal yapıda ve ortalama tanecik boyutu $0.5 \mu\text{m}$ veya daha küçüktür. Lava Tam Seramik Sistemi'nde, özel tarayıcı (Lava Scan), bilgisayarlı frezeleme makinesi (CAM) (Lava Form), sinterleme fırını (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılım teknolojisi kullanılır.(60, 61)

Model non-kontakt optik tarayıcı ile tek kron için 5 dakika, 3 üyeli sabit protez için 12 dakikada taranır. CAD yazılımı, daha yumuşak presinterize bloklardan öğütülen genişletilmiş bir altyapıyı (%20-25 oranında) tasarlar. Tek kron için 35 dakika, 3 üyeli sabit protez için 75 dakika frezeleme işleminden sonra, altyapı 7 farklı renkten biri ile

renklendirilebilir, bunu takiben 8 saat boyunca özel bir fırında sinterleme yapılabilir. Altyapı, zirkonyanın termal genleşme katsayısı ile uyumlu Lava Ceram isimli özel bir porselenle kaplanır.(9, 32, 60) Seramiğin bükülme kuvveti 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa.m^{1/2}, dir.(39)

Cercon Sistemi

Cercon Sistemi'nde, seramik altyapıyı üretmek için Y-TZP seramik kullanılmaktadır. Altyapı mum modelasyonu dış teknisyeni tarafından yapılır ve ardından mum taranır. Altyapı için, gözenekli presinterize Cercon Base zirkon seramik blokları kullanılır ve restorasyon boyutundan %20 daha büyük olacak şekilde Cercon Brain birimi ile frezelenir ve daha sonra Cercon heat fırınında 1400 °C sıcaklıkta yaklaşık 6 saat boyunca sinterlenir. Altyapı elde edildikten sonra üzeri Cercon Ceram S isimli feldspatik porselenle kaplanır.(10, 24, 26, 32, 62) Cercon seramiğin bükülme kuvveti 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa.m^{1/2}, dir.(39)

DC-Zirkon Sistemi

1990 yılında piyasaya sürülen Dijital Bilgisayar Sistemi (DCS) tam seramik sabit protezlerin alt yapılarını (DC-Zirkon) tasarlayan ve üreten bir tekniktir.(30) DCS Sisteminde, %5 Y₂O₃ ile beraber %95 oranında kısmen stabilize edilmiş sıcak izostatik preslenmiş (HIP) ZrO₂ içeren tam sinterlenmiş DC Zirkon seramiği kullanılır.(6, 12, 32, 62, 63) Bu seramikten kuru preslenmiş bir blok, özel olarak tasarlanmış DCS Frezeleme Sistemi adı verilen CAD/CAM sistemi ile frezelenerek altyapı elde edilir.(6, 39) DC-Zirkon korları direkt istenilen final boyutlarında frezelenir.(62) Daha sonra restorasyonun doğal dentisyona benzemesi için altyapı geleneksel feldspat porselen ile kaplanır.(12)

DC-Zirkon kuru, %5'den az rezidüel çatlak sergiler. 900 MPa'lık bükülme kuvveti ve dönüşüm sertleşmesi ile güçlendirilmiş kırılma dayanımı ile çelikte bulunan, martensit benzeri bir faz dönüşümüne dayanan mekanizma, materyale diğer dental seramiklerde bulunmayan bir özellik kazandırır.(7)

Denzir Sistemi

Denzir sistemi, tetragonal zirkonya polikristallerinin (TZP) küçük partiküllerini içeren sıcak izostatik preslenmiş Y-TZP içerir. Bu sistemde, yitrium oksit ile kısmen

stabilize edilmiş bloklardan seramik inleyler tasarlanır ve üretilir. Altyapı genellikle bir cam seramik veya feldspat seramik ile kaplanır.(32, 53, 64)

Celay Sistemi

1992 yılında piyasaya sürülen Celay sisteminde, restorasyon üretmek için kopyalama-frezeleme (copy milling) tekniği kullanılır. Sistemde öncelikle restorasyonun rezin modeli üretilir. Bu model manuel olarak taranır ve frezeleme ile bloktan altyapı elde edilir. Ardından uygun bir üstyapı porseleni kullanılarak restorasyon tamamlanır. Sistem inley, onley ve kron kopinglerinin üretiminde kullanılabilir.(32, 65)

Cerec Sistemi

1985 yılında Cerec sistemi Zürih Üniversitesi'nde (İsviçre) Drs W.H. Mörmann ve M. Brandestini tarafından tanıtılmıştır.(66-68) İlk olarak Cerec 1 ünitesi ve oral kamera için ilk tasarımı yapılmıştır. Cerec 2 ve 3 ünitelerinin yanı sıra Cerec inLab ve ekstra oral tarayıcı (inEOS) ve ilgili yazılım versiyonları Siemens ve Sirona'daki Cerec ekipleri tarafından geliştirilmiştir.(68)

CEREC inLab, çalışma kalıplarının lazerle tarandığı ve sanal modelin dijital bir görüntüsünün bir dizüstü bilgisayar ekranında gösterildiği bir laboratuvar sistemidir. Altyapı tasarlandıktan sonra, laboratuvar teknisyeni frezeleme için CEREC inLab makinesine uygun seramik bloğu yerleştirir. Frezeleme işleminden sonra teknisyen üretilen altyapının uygunluğunu kontrol eder. Ardından üzeri için uygun porselen eklenir.(69)

Bununla birlikte, ağız içi CAD/CAM teknolojisinin benzersiz özelliği, diş hekiminin diş preparasyonunun görüntüsünü hastanın ağızından direkt almasını sağlayarak bir seansta seramik restorasyonun tamamlanmasını sağlamaktadır.(68) İlk olarak, optik tarayıcı için kontrast, hastanın prepare edilen dişine toz uygulanarak sağlanır. Daha sonra, prepare edilen diş optik tarayıcı ile taranır ve görüntü bilgisayara aktarılır. Restorasyon, bilgisayar yardımıyla ekranda tasarlandıktan sonra, uygun seramik blok seçilir ve bilgisayardan gelen bilgilerle, restorasyon birkaç dakika içinde hasta başında frezelenir.(30) Bilgisayar dizayn yazılımı kavite tabanı, okluzal yüzey, proksimal kontakt ile marjinler gibi restorasyon parametrelerini planlamada kullanılır.(47)

Bu sistemin en büyük avantajı, geçici restorasyonlar olmaksızın bir randevuda hastanın kendi diş rengiyle uyumlu daimi restorasyonlar yapılabilmesidir.(70)

Bununla beraber ilk jenerasyonda marjinal adaptasyon ve okluzal yüzey uygunluğu ile ilgili sorunlarla karşılaşmıştır. Bu problemleri ortadan kaldırmak için yazılım ve donanım geliştirilerek Cerec 2 ve Cerec 3 sistemi piyasaya sürülmüştür.(26, 71)

Zeno Tec Sistemi

Zeno Tec sistemi, 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Alçı model 3 Shape D 700 lazer tarayıcı ile taranır. Protez dizaynı, ZENO CAD bilgisayar yazılımında üç boyutlu olarak yapılır. Seramik bloklar ZENO freze makinelerinde işlenir. Sinterleme işlemi, ZENO Fire sinterleme fırınında yapılır. Altyapı için zirkonya blokları kullanılıyorsa, renklendirici ZENO Color Zr ve renk dengeleyici ZENO Color Fix, amaçlanan renge ulaşabilmek için kullanılabilir.(72)

Everest Sistemi

2002 yılında piyasaya sunulan Everest sistemi scan, engine ve therm bileşenlerinden oluşmaktadır.(69) Alçı model, önce ilgili bölge, ardından tüm ana model taranarak (Everest Scanner) dijitalleştirilir.(73) Bu işlemden sonra restorasyon Windows tabanlı yazılım ile sanal 3 boyutlu model üzerinde tasarlanır.(69) Frezeleme birimi (Everest Engine), lösit takviyeli cam seramik, titanyum, sinterlenmemiş veya sinterlenmiş zirkonya gibi çeşitli materyallerden ayrıntılı morfoloji ve hassas kenar boşlukları üretebilen 5 eksenli harekete sahiptir. Frezeleme işleminden sonra sinterlenmemiş zirkonya kullanılan bloklar için restorasyonlar 6 saat boyunca 1.450 °C' de (Everest therm) sinterlenir.(69, 73)

2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.3.1. Uygulama Alanı

Zirkonya, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı taşlar ısıtıldıktan sonra elde edilen reaksiyon ürünüde tespit edilmiş ve yeryüzünde nadir bulunan oksitlerle beraber seramikler için pigment olarak kullanılmıştır. 1824 yılında İsveçli kimyager Jons Jacob Berzelius tarafından izole edilmiştir.(74)

Fiziksel, mekanik ve kimyasal özellikleri zirkonyayı biyomedikal alanda önemli bir materyal haline getirmiştir. Tıp alanında ilk örnekler altmışların sonlarında Helmer ve Driskell (1969) tarafından gerçekleştirilmiş olsa da, suni femur başlarının üretimi için zirkonya kullanımı ile ilgili ilk makale, Christel tarafından 1988'de yazılmıştır.(32, 74-76) Bununla birlikte, bugüne kadar, zirkonya kullanımına ilişkin ilk deneysel

araştırma, 1975 yılında Cranin ve ark. (77) tarafından yayınlanmıştır. Bu çalışmada köpeklerde ağız içi endosteal implantlarda vitalliyumu (çoğunlukla krom ve kobalt alaşımı) kaplamak için zirkonya ve alümina kullanılmıştır. Ayrıca, maymun femuruna zirkonya yerleştirildiğinde herhangi bir reaksiyon olup olmayacağını değerlendiren bir çalışmada, olumsuz bir etkinin oluşmadığı bildirilmiştir.(76) 1990 yılından bu yana, zirkonya'ya karşı hücrel tepkiler hakkında bilgi edinmek için in vitro çalışmalar da yapılmıştır. Yapılan in vitro değerlendirmede zirkonyanın sitotoksik olmadığı doğrulanmıştır.(78)

Zirkonyanın diş hekimliğindeki kullanım alanları endodontik postlar, implantlar ve implant abutmentleri, ortodontik braketler, kronlar için korlar ve sabit protezleri içermektedir.(32, 79, 80)

2.3.2. Yapısı ve Özellikleri

Zirkonya eski zamanlardan beri değerli bir taş olarak bilinmektedir. Metal grubunda yer alan zirkonya, Zar (Altın) ve Gun (Renkli) kelimeleri olmak üzere Arapça Zargan'dan (altın renkte) gelmektedir. Periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan bir elementtir.(74, 75)

Zirkonya, 1789 yılında keşfedilen, zirkonyumun kristalin dioksit formudur. Mekanik özellikleri metallerinkine çok benzer ve rengi diş rengi ile uyumludur. 1975 yılında Garvie, zirkonya'nın üstün mekanik özelliklerini rasyonalize etmek için "seramik çelik" isimli bir model önermiştir.(16, 76)

Zirkonya esaslı seramikler diş hekimliğinde, üstün biyouyumluluk, mekanik özellikler ve tam seramik kronlar ile sabit protezlerin üretilmesine olanak sağlayan yeni teknolojilerin geliştirilmesinden dolayı özellikle sabit protezlerde diş hekimleri için oldukça popüler hale gelmiştir.(12, 14, 81, 82) Zirkonya, paslanmaz çeliklere benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme kuvveti, 900-1200 MPa'a, sıkıştırma direnci 2000 MPa'a kadar çıkabilir. Periyodik stresler bu materyal tarafından tolere edilebilir.(76)

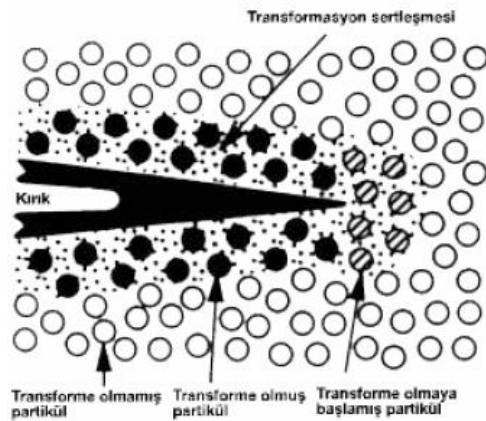
Zirkonya, monoklinik (*m*), tetragonal (*t*) ve kübik faz (*k*) olmak üzere üç farklı fazda bulunan polimorfik bir materyaldir. *M* faz, düşük sıcaklıkta kararlı fazdır. Saf zirkonya, oda sıcaklığında *m* fazdadır ve bu faz 1170 ° C'ye kadar kararlıdır. Bu sıcaklığın üzerinde, *t* faza dönüşür. 2370 ° C'de zirkonya, yalnızca çok yüksek

sıcaklıklarda kararlı olan bir k faza dönüşür.(Şekil 2.3.2.1) T faz aslında oda sıcaklığında "metastabil" 'dir. Kumlama, darbe ve termal yaşlanma, sıcaklık düşüşü gibi dış stresler, t fazdan m ($t \rightarrow m$) faza dönüşümü tetikleyebilir. Bu dönüşüm, kompresif stresleri indükleyen hacimce %3-4 genleşme ile ilişkilendirilir. Bu kompresif stresler çatlakların ilerlemesini durdurabilmektedir. Transformasyon sertleşmesi (Şekil 2.3.2.2) olarak bilinen bu durum geleneksel dental seramiğe kıyasla zirkonya'nın daha büyük kırılma tokluğunu açıklar. Bu durum zirkonyanın dayanımını arttırsa da kontrol altında tutulmalıdır. Aksi takdirde kontrol edilmeyen hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilmektedir. $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü kontrol edebilmek için zirkonyaya MgO, CaO veya Y_2O_3 gibi az miktarda metal oksit ilave edilerek stabilize edilebilir.(6, 12, 75, 76, 83, 84)

Dönüşümün metastabil formu, zirkonya parçacıklarının bileşimi, ebadı, şekli, stabilize edici oksitlerin türü ve miktarı, zirkonya'nın diğer fazlarla etkileşimi ve işlenmesine bağlıdır.(6)



Şekil 2.3.2.1: Zirkonyanın m-t-k fazdaki kristal yapıları.(85)



Şekil 2.3.2.2: Transformasyon sertleşmesi.(86)

2.3.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Seramikler

Halen pek çok zirkonya içeren seramik sistemi mevcut olsa da, günümüz diş hekimliğinde 3 tanesi kullanılmaktadır; bunlar yttrium ilaveli tetragonal zirkonya (3Y-TZP), magnezyum ilaveli parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA)'dır.(84)

Yttrium İlaveli Tetragonal Zirkonya (3Y-TZP)

Saf zirkonya, kararsız zirkonya bileşimidir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya'yı stabilize etmek için genellikle %3 oranında yttrium (Y_2O_3) kullanılır.(81, 87) Y-TZP seramikleri biyouyumludur ve üstün mekanik özelliklere, ayrıca doğal diş rengine benzer renge sahip oldukları için üstün estetik performansa sahiptir. 3Y-TZP, seksenlerin sonlarından beri kalça protezlerinde femur başının üretiminde kullanılmaktadır.(84) Diş hekimliğinde ise Y-TZP seramiği tek kronlar için kor materyali olarak, sabit restorasyonlar için altyapı ve abutment veya implant üretiminde CAD/CAM teknolojisinin tanıtımı ile geniş bir klinik kullanıma sahiptir.(82, 88)

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri, gren boyutuna bağlıdır. Kritik bir gren boyutunun üzerinde, 3Y-TZP, daha az stabildir ve spontan $t \rightarrow m$ dönüşümüne karşı daha duyarlıdır, ayrıca daha küçük tane boyları ($<1 \mu m$) daha düşük dönüşüm hızı ile ilişkilidir. Dahası, belli bir tanecik boyutunun ($\sim 0.2 \mu m$) altında, dönüşüm mümkün değildir, böylece kırılma dayanımı azalır. Sonuçta, sinterleme koşulları gren boyutunu etkilediği gibi, son ürünün hem stabilite hem de mekanik özellikleri üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süresi daha büyük gren boyutlarına neden olur. Dental restorasyonların kolayca işlenmesi için hali hazırda mevcut 3Y-TZP, sinterleme sıcaklıklarını üreticiye bağlı olarak 1350 ve 1550 °C arasında değişen oranlarda kullanılmaktadır. Bu nedenle geniş sinterleme sıcaklık aralıkları, gren boyutu üzerinde ve daha sonra dental uygulamaları için 3Y-TZP'nin faz kararlılığında etkilidir.(84)

Magnezyum İlaveli Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Mg-PSZ için önemli miktarda araştırma yapılmasına rağmen, bu materyal esas olarak gözenekli yapısı ve büyük gren boyutunun (30-60 μm) neden olduğu aşınma nedeniyle beklenen başarı elde edilememiştir. Mikroyapısı, kübik matris içerisindeki tetragonal çökeltilerden oluşur. Ticari materyaller bileşimindeki MgO miktarı genellikle %8-10

mol arasında değişir. Denzir-M, günümüzde dental restorasyonların sert işlenmesi için kullanılabilen bir Mg-PSZ seramik örneğidir.(84)

Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina (ZTA)

Zirkonyanın stresle indüklenen dönüştürme kabiliyetini avantajlı bir şekilde kullanmanın başka bir yolu, zirkonyayı bir alümina matris ile birleştirerek alümina ile sertleştirilmiş zirkonya (ZTA) oluşturmaktır. Ticari ismi In-Ceram Zirkonya olan materyal, In-Ceram Alumina'ya %12 seryum ilavesi ile stabilize edilmiş zirkonyadır. 3Y-TZP seramiklerle karşılaştırıldığında In-Ceram Zirkonya, genel olarak daha düşük mekanik özelliklere sahiptir.(84)

2.4. CAD/CAM Sistemleri

2.4.1. Tarihsel Gelişimi

Dental teknolojide 'CAD/CAM' terimi 'freze teknolojisi' ile üretilen protezlerin eş anlamlısı olarak kullanılmaktadır.(89) CAD/CAM teknolojisi, bilgileri toplamak, geniş ürün yelpazesini tasarlamak ve üretmek için bilgisayarları kullanmaktadır. Bu sistem uzun yıllardır endüstri alanında kullanılmaktadır, ancak diş hekimliğinde 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanında kullanılması için ilk girişim 1970'lerde Amerika Birleşik Devletleri'nde Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini tarafından başlatılmıştır.(69)

Young ve Altschuler ilk olarak 1977'de ağız içi planlama sistemi geliştirmek için optik alet kullanma fikrini ortaya atmışlardır. 1984 yılında Duret, CAD/CAM'in tek birimli kapsamlı restorasyon üretme kabiliyetini göstermek için Duret sistemini geliştirmiş, ardından Sopa Bioconcept sistemi olarak pazarlamıştır. Ticari olarak ilk piyasaya sunulan Dental CAD/CAM sistemi CEREC'dir, bu sistem Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilmiştir.(69, 90)

2.4.2. CAD/CAM Komponentleri

Tarayıcı

Diş hekimliği alanında tarayıcı terimi, çene ve diş yapılarının üç boyutlu görüntülerini alan ve bunları dijital veri setlerine dönüştüren veri toplama araçları olarak tanımlanır. Optik ve mekanik tarayıcı olmak üzere 2 çeşit temel tarama şekli vardır. Optik

tarayıcıda, beyaz ışık veya bir lazer ışığı aydınlatma kaynağı olarak kullanılabilir. Optik tarayıcılar herhangi bir harekete son derece duyarlıdır. Mekanik tarayıcıda ise, ana model bir küre aracılığıyla mekanik olarak taranır ve üç boyutlu yapı elde edilir.(89, 91)

Yazılım

Bilgisayar ekranında dental restorasyonları tasarlamak için ticari olarak çeşitli CAD yazılım programları mevcuttur. Veri toplama sistemleri gibi, yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özeldir ve sistemler arasında değiştirilemezler. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı, sanal modeli belirli komut setine dönüştürür. Bunlar sırayla tasarlanmış restorasyonu üreten CAM ünitesini çalıştırır.(89, 91)

Donanım

Restorasyonun dijital verilerini fiziksel bir ürüne dönüştüren üretim teknolojisidir. Freze merkezleri ve diş laboratuvarları, doğrudan dijital ölçü ve restorasyon tasarım verilerinden restorasyonları üretmektedir.(31, 89, 91)

2.5.Zirkonya-Seramik Bağlantı Mekanizması

Tam seramik restorasyonlar yüksek estetiğe ve mükemmel biyouyuma sahiptir ve bu özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılmaktadır. Son dönemde, kimyasal stabilitesi, fiziksel ve mekanik özellikleri ile tam seramik restorasyonlarda altyapı hazırlamak için yeni teknolojilerin (CAD/CAM) geliştirilmesiyle yüksek dayanıma sahip zirkonya kullanılmaya başlanmıştır.(92) Y-TZP zirkonya, restorasyonda hacimce kırılmaları azaltmak için altyapı materyali olarak piyasaya sürülmüştür. Kısa ve orta dönemli yapılan çalışmalar Y-TZP zirkonya altyapı kırığının oldukça nadir görüldüğü yönündedir.(93, 94) Y-TZP, restorasyonun gücünü arttırırken, üstyapı porselenin içindeki kırıklar restorasyonun başarısını engellemektedir.(95)

Zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma kuvvetini etkileyen faktörler; termal genişleme katsayıları farkından dolayı oluşan rezidüel stresler, ara yüzeyde çatlakların ve yapısal kusurların gelişmesi, altyapının yüzey pürüzlülüğü, seramiklerin fırınlama sonrası büzülmesi, seramiğin ıslatma özellikleri, altyapı/veneer kalınlığı oranı, restorasyon geometrisi, ısıl işlemler ve strese bağlı zirkonya-seramik ara yüzeyinde zirkonya kristallerinin faz dönüşümü gerçekleşmesi şeklindedir.(76, 92, 96,

97) Ayrıca uygulanan yükün büyüklüğü, yönü ve frekansı ve okluzal temas alanlarının konumu da zirkonya-seramik arasındaki bağlantıda etkilidir.(92) Zirkonya altyapılı restorasyonlarda üstyapı seramiğin termal genişleme katsayısı ($8-10 \times 10^{-6} K^{-1}$), zirkonyanın termal genişleme katsayısından ($10,9 \times 10^{-6} K^{-1}$) daha düşüktür.(98) Bu restorasyonların en zayıf bölgesi zirkonya-seramik arayüzüdür, buna bağlı olarak restorasyonda chipping veya delaminasyon görülmektedir.(76) Chipping, veneer seramik içerisinde oluşan koheziv bağ kopukluğudur; delaminasyon ise, kor-veneer ara yüzeyinde oluşan adeziv arayüz bağlantı başarısızlığıdır.(2) Çalışmalarda zirkonya altyapılı restorasyonlarda veneer porseleninin delaminasyonu veya chippingi 24 ay sonra % 15, 31 ay sonra % 25 ve 38 ay sonra % 13 oranı ile en sık görülen başarısızlık nedeni olarak açıklanmaktadır.(7-9)

Zirkonya ve üstyapı seramik arasında kimyasal bağlantının varlığını gösteren açık bir kanıt yoktur. Bu nedenle mekanik bağın, zirkonya altyapılı restorasyonlarda zirkonya-porselen bağlantısında önemli bir rol oynadığı kabul edilmektedir.(99) Zirkonya yüzeyine uygulanan işlemler ile yüzey alanı artarak daha güçlü mikro mekanik tutuculuk oluşur. Böylece zirkonya ile porselen arasındaki bağlantıda artış meydana gelir.(15, 97)

Üstyapı seramiği uygulamasından önce bazen altyapının rengini değiştirmek için özel bir astar kullanılır. Bu materyal ara yüzeydeki bağlantı gücünü etkilemese de kırılmanın tipini etkilemektedir. Günümüzde üstyapı seramiği tabakalama ve presleme olmak üzere iki farklı teknikle uygulanmaktadır. Tabakalama tekniği daha yaygın olarak kullanılmasına rağmen iki teknik bir arada kullanıldığında artmış bağlanma kuvveti ve uygun estetik bir arada sağlanabilmektedir.(10, 92)

2.6. Yüzeyde Faz Dönüşümü Oluşturan ve Retansiyonu Arttıran İşlemler

2.6.1. Kumlama

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak ve mikro mekanik tutuculuk oluşturmak için en sık kullanılan yöntemlerden biri kumlamadır. Kumlama işlemi ile bağlanma alanı artırılır ve seramik yüzey enerjisi ile ıslanabilirliğin değiştirilmesi sağlanır.(13, 100) 25-250 μm arasında değişen boyutlarda Al_2O_3 partikülleri ile 4-6 atm basınç altında yapılan kumlama, Y-TZP için yaygın olarak kullanılan yüzey işlemidir. Monaco ve ark.,(101) $S\ddot{O}$ 110 μm boyutlardaki Al_2O_3 parçacıkları ile yapılan kumlama sonrası en yüksek

bağlantı değerini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Fischer ve ark.,(102) 110 µm boyutlardaki Al₂O₃ parçacıkları ile yaptıkları kumlama işlemi sonrası Y-TZP seramikleri ile IPS e-max veneer seramik arasında en yüksek bağlantı değerleri olduğunu bildirmişlerdir.

Zirkonyanın kumlanması belirgin bir pürüzlülük sağlamaktadır, ancak metallerin kumlama işlemine kıyasla sadece sınırlı veya minimal girinti çıkıntılar meydana gelir.(103) Restorasyonun iç yüzeyine uygulanan kumlama işlemi, yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu işlem ile pürüzlü yüzey, rezin esaslı dental simanlar ile güçlü bir mekanik bağ oluşturmayı sağlamaktadır.(11)

Kumlama ile yüzeyde mikro çatlaklar oluşmasına karşın yüzeyin hemen altında $t \rightarrow m$ faz değişimi olur ve %4 oranında hacim artışı meydana gelir. Böylece kumlanan yüzeyin hemen altında bir baskı stres tabakası oluşur. Kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlaklarının, oluşan bu tabakayı geçemediği için materyalin bükülme kuvvetini arttırdığı bildirilmektedir.(12)

Basınç, partikül boyutu, partiküllerin tipi ve sertliği, yüzeyden mesafesi, partiküllerin yüzey ile temas açısı, partiküllerin akış hızı gibi farklı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.(104) Y-TZP zirkonya yüzeylerinin hasar görmesini önlemek için bazı yazarlar, keskin ve sert alümina yerine yumuşak, yuvarlak aşındırıcıların kullanılmasını önermişlerdir.(4)

2.6.2. Lazer

Diş Hekimliğinde Lazer

Lazer kelimesi İngilizcede ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ in kısaltmasıdır. Lazer ışığının tek renkli olması (monokromatik), diğer ışık türlerinin aksine yüksek derecede paralellik göstermesi (paralellik ve dağılım) ve fotonların aynı fazda olması (koherens) şeklinde özellikleri bulunmaktadır.(105-107)

1960'da Hughes Aircraft Corporation'ın bilim adamı Theodore Maiman, ruby kristalinden derin kırmızı renkli bir ışın yayan ilk lazer cihazını geliştirmiştir.(105) Ardından araştırmacılar diş hekimliği alanında lazer uygulamalarını incelemeye başlamışlardır. Lazer, çeşitli frekanslardaki ışığı, görünür kromatik ışınına dönüştüren bir cihazdır. Stern & Sognaes (1964) ile Goldman ve ark. (1964), ruby lazerinin diş

hekimliğindeki potansiyel kullanımlarını araştıran ilk kişilerdir. Yüzey altı demineralizasyonu azaltmada ruby lazerinin olası kullanımını araştırmak için, sert diş dokuları üzerinde lazer çalışmalarına başlamışlardır. Gerçekten de, lazer ışınlanmasından sonra asit demineralizasyonuna karşı mine geçirgenliğinde bir azalma bulmuşlardır.(108)

1970 ve 1980'lerdeki çalışmalarda, diş sert dokularıyla daha iyi etkileşime sahip olduğu düşünülen Karbondioksit (CO₂) ve Neodmiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali (Nd:YAG) gibi diğer lazer çeşitlerine yönelinmiştir. Tıp alanında yumuşak doku işlemleri için 1970'lerin ortalarında ve sonlarında, 1980'lerin ortalarında ise oral cerrahide geliştirilmiş lazerler kullanılmaya başlanmıştır. Frame, Pecaro ve Pick, oral yumuşak doku lezyonlarında ve periodontal işlemlerde CO₂ lazer tedavisinin faydalarını belirtmişlerdir. 1987 yılında taşınabilir lazer sistemi geliştirilmiştir.(105, 108) Erbiyum yttrium alüminyum garnet lazer (Er: YAG) (2.94 µm) 1997'de dental tedaviler için FDA (Food and Drug Administration) tarafından onaylanmıştır. Bu lazer sisteminin dalga boyu çevresel dokulara zarar vermeden çürük dokuların güvenli olarak kaldırılmasını sağlar.(109) 1990'ların sonunda Erbiyum, kromiyum: yttrium skandiyum galyum garnet (Er, Cr: YSGG) lazer sert ve yumuşak periodontal dokularda kullanılacak güvenli ve etkili dalga boylu ($\lambda= 2.780$ nm) bir lazer sistemi olarak tanıtılmıştır.(110) Erbiyum lazerleri sert dental dokulara uygulandığında, smear tabakası bulunmadığında doku ablyasyonunu arttırlar. Ayrıca dentin tübüllerini açtıkları bildirilmiştir.(109)

Er,Cr;YSGG Lazer

Bu lazer tipi su ve hidroksiapatit kristali tarafından etkili bir şekilde absorbe edilebilir. Foton enerjisinin absorpsiyonu, buharlaşmaya neden olur ve bu durum materyal yüzeyinde mikro-patlamalar yoluyla makroskobik ve mikroskobik düzensizlikler meydana getirir. Er,Cr:YSGG lazer, seramik yüzeyinin ve minenin pürüzlendirilmesi, çürük dokunun uzaklaştırılması, kavite preparasyonu ve sterilizasyonu, kök kanal preparasyonu, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi ve dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılırlar. (106, 111, 112)

Lazer mine ve dentinde belirgin bir çatlağa neden olmadan pürüzlü bir yüzey oluşturulmasını sağlar. Dentinde smear tabakası oluşumuna neden olmaz, böylece bağlanmada iyi sonuçlar elde edilir.(106) Er,Cr:YSGG lazer ayrıca günümüzde

zirkonyaya rezin-porselen bağlantısına olan olumlu etkisinden dolayı diğer pürüzlendirme işlemlerine alternatif olarak da kullanılmaya başlanmıştır.(113) Zirkonya, diş dokusu gibi su içermediği için lazerin zirkonya üzerindeki etki mekanizması biraz daha farklıdır. Zirkonya yüzeyine uygulanan lazer enerjisi, absorbe edilerek yüzeydeki materyal erir ve ardından tekrar sertleşir. Zirkonya yüzey topografyasındaki bu değişiklikler yüzeyde mikroretantif alanların meydana gelmesini sağlar.(114, 115)

2.7. Termal Siklus

Termal siklus, restorasyon ve dişlerin ağız dışında değerlendirilmesinde kullanılan en önemli test yöntemlerinden biridir. Klinik uygulamaların laboratuvar simülasyonları sıklıkla gerçekleştirilir, çünkü klinik çalışmalar pahalıdır ve zaman gerektirir. Termal siklus, çoğu zaman bu simülasyonlarda temsil edilen in vitro bir işlemdir.(116, 117)

Termal siklus sırasında örneklerin bir kez soğuk, bir kez de sıcak suya daldırılması işlemine “devir”, bu sırada geçen toplam süreye “devir süresi” denilmektedir. Devir sayısı 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Banyo solüsyonlarında bekleme süresi yaklaşık 15–60 saniyedir. Bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 saniye aralığında belirlenmiştir. Termal siklusta ağız içindeki ısı değişimini taklit edecek şekilde en düşük sıcaklık 6,6 °C (0-36 °C aralığında), en yüksek sıcaklık değeri 55.5°C (40-100 °C aralığında) aralığındadır. Çalışmaların çoğunda 5-55 °C kullanılmaktadır.(116, 118, 119)

2.8. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Testler

Altyapı ile üstü yapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımını ölçmek için çeşitli testler kullanılmaktadır. Bunlar; makaslama bağlanma dayanımı, 3 nokta-4 nokta bükme dayanımı, mikrotensile bağlanma dayanımı, biaksiyel bükülme dayanımı ile bükülme ve kırılma sertliği testidir.(2)

2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi, zirkonya altyapılı restorasyonlarda kor-veneer bağlanma kuvvetinin test edilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.(Şekil 2.8.1.1 A ve B) Bu test ile bağlanma ara yüzeyinde mümkün olan maksimum gerilimin ölçümü sağlanır.(2, 96, 111)



Şekil 2.8.1.1: Makaslama testi A) Uygulama anı, B) Test sonucu kırılma anı.(120)

Bu test nispeten basit ve gerçekleştirilmesi kolaydır ve hızlı sonuç verir. Ancak materyallerin klinik performansını tahmin etmek için bu in vitro yöntem kullanılırken bazı kritik özellikler dikkate alınmalıdır. İlk olarak, in vitro bilgiler doğrudan klinik durumları yansıtamaz. İkinci olarak da, bu test sonuçlarındaki büyük değişiklikler testi tartışılabilir hale getirmektedir. Bu nedenle, bu testin klinik yararlılığını iyileştirmek için makaslama testinin yöntemleri standartlaştırılmaya çalışılmalıdır. Dikkat edilmesi gereken önemli hususlar arasında örneklerin tipi, saklama koşulları, hazırlanma şekilleri ile kullanılan ucun kesit alanı, uygulama hızı ve araştırmacı tecrübesi bulunmaktadır. Bu parametreler 1994 yılında ISO standartları olarak belirlenmiştir.(120)

Makaslama bağlanma dayanımı testleri, tensile bağlanma dayanımı testlerine kıyasla klinik şartları daha yakından taklit etmektedir. Fakat bu yöntem, bağlantı ara yüzeyinde homojen olmayan streslerin oluşmasına neden olabilmektedir. Buna bağlı olarak da alt tabakalarda koheziv kırıklara neden olarak yanlış sonuçların elde edilmesini sağlayabilir. Fakat zirkonya içerisindeki koheziv kırıklar, materyalin üstün mekanik özelliklerinden dolayı nadiren bildirilmiştir.(121, 122)

2.9. Analizler

2.9.1. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

SEM analizi, dental materyallerin mikro yapısal olarak değerlendirilmesinde etkili bir araçtır. Bu teknikte elektron kaynağından salınan elektronların örnek ile etkileşimi ile elde edilen veriler algılayıcılar tarafından toplanarak görüntü elde edilir. SEM ile elde edilen görüntü 300.000 kat kadar büyütülebilmektedir.(123)

Yüzeyin görüntülenmesi için örneğin öncelikle iletken bir madde ile kaplanması gerekir. Bu madde altın palladyumdur. Kaplamanın kalınlığı örneğe göre değişmektedir.(88, 124) Ardından örnekler primer elektron demetleri gönderilerek

taranır. Primer elektron demetinin çapının dar olması, yüksek çözünürlüklü bir görüntü elde edilmesine yardımcı olur. Yüzeyden yayılan ikincil elektronlar algılayıcılar tarafından toplanarak yüzey topografyası elde edilir.(123)

2.9.2. XRD (X Işını Kırınımı) Analizi

Bu teknikte X-ışını denilen ultraviyole ışıdan daha kuvvetli, fakat gama ışınından daha zayıf enerjili ışın kullanılmaktadır.

Metaller ve polimerik materyallerin fiziksel özellikleri bu analiz ile kolaylıkla incelenir. Ayrıca steroidler, vitaminler ve antibiyotikler gibi karmaşık yapıli maddelerin analizinde de oldukça önemli bir yere sahiptir. Bu analiz ile materyalin yapısı, fazı, tercih edilen kristal yönelimleri (doku) ile ortalama tane boyutu, gerilim ve kristal kusurları gibi diğeri yapısal parametreler hakkında bilgi sağlanır. XRD ile kristalin bileşiklerin kalitatif olarak tanımlanması oldukça basittir. Bu uygulama her kristalin bileşiğinin kendine özgü bir X-ışını kırınımı şekli vermesine dayanmaktadır. Bilinmeyen madde için elde edilen şekille aynı şekli veren referans belirlenerek maddenin ne olduğu saptanabilir.(124, 125)

Bu teknik ile tahribatsız, hızlı ve kolay örnek hazırlanabilir, ayrıca bu analiz şekli binlerce materyal sistemi için standardize edilebilir.(125)

2.9.3. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) Analizi

AFM, incelenen örneğinin yüzeyi üzerinde bir atom-kuvvet alanının haritalanmasına dayanır. Bu analiz, ölçüm alanlarının tanımlanmasında en fazla çeşitlilik sunan bir teknik olduğu için yüzey topografyasının araştırılması için en uygun seçeneklerden biridir. Hem iletken hem de iletken olmayan örnekler bu şekilde incelenebilir.(126, 127)

Konsolun ucu ile örnek arasındaki temas türüne göre, AFM üç modda çalışabilir: temaslı mod, temassız mod, aralıklı temas (dokunma) modu. Temassız modda, uç yüzeye dik şekilde titreşir. Mekanik temas olmadığı için yumuşak ve elastik örnekleri de ölçmek mümkündür. Aralıklı temas, temaslı ve temassız modu andırır. Biyolojik örnekler için en uygunu bu moddur. Sürtünme veya çizimden kaynaklı örneklerin hasar görebileceği durumlarda kullanılır.(127)

AFM ile nanometre (nm) düzeyinde yüzey durumunun bilgisi elde edilir. Bu analiz gerçek zamanlı olarak üç boyutlu bir bilgisayar görüntüsü verir ve bu nedenle dinamik süreçlerin görüntülenmesi için kullanılabilir.(124) AFM uygulamalarının biyolojideki en büyük avantajı biyolojik örneklerin in vitro ve in vivo görüntüsünün alınabilmesidir. AFM sıvı tarayıcının özel yapısı, doğrudan sıvı ortamlarda çalışmayı sağlar. Örneklerin dehidratasyonundan kaynaklanan artefaktlar bu şekilde ortadan kaldırılmıştır. Daha iyi bir görüntü elde etmek için boyama, dehidratasyon, ince film kaplama veya vakum ortamına gerek yoktur.(127, 128)



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Zirkonya Esaslı Altyapının Hazırlanması

Elde edilecek altyapılar için 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan, metal bir kalıp hazırlandı. Üst yapı porseleni için de 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde, ilk metal kalıbın üzerine oturacak şekilde ikinci bir metal kalıp hazırlandı (Şekil 3.1.1). İlk metal kalıp kullanılarak 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde akrilik örnekler hazırlandı. Bu akrilik örnekler daha sonra zirkonya altyapıların üretilmesinde kullanıldı. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri Tablo 3.1.1, Tablo 3.1.2 ve Tablo 3.1.3 de gösterilmektedir.



Şekil 3.1.1: Örneklerin elde edilmesinde kullanılan metal kalıp

Tablo3.1.1: Çalışmada kullanılan materyaller

Zirkonya altyapı	Üretici firma
Noritake Alliance	Noritake Co., Nagoya, Japan
Veneer Seramik	
IPS e-max Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Tablo 3.1.2: Çalışmada kullanılan zirkonya altyapı materyalinin özellikleri

	Noritake alliance zirkonya altyapı
ZrO₂ içeriği	%95
Y₂O₃ içeriği	%5
Termal genişleme katsayısı	10.5 x 10 ⁻⁶ / K ⁻¹
Blok çapı	98.5 mm
Blok kalınlığı	14 mm
Sinterizasyon durumu	Yarı Sinterize
Elastikiyet dayanımı	≥1200 MPa

Tablo 3.1.3: Çalışmada kullanılan porselen üstyapı materyalinin özellikleri

	IPS e-max ceram üstyapı porseleni
Bükülme direnci	90 MPa
Kimyasal çözünürlük	15 µg/cm ²
Termal Genleşme Katsayısı	9.5 x 10 ⁻⁶ / K ⁻¹
Vickers Sertliği	5400 MPa
Fırınlama derecesi	750-760 °C
Elastik modülü	68 GPa

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya altyapı (Kuraray Noritake Alliance, Noritake Co., Nagoya, Japan) ile bir üstyapı porseleni arasındaki (IPS e-max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bağlanma dayanımına etkisini değerlendireceğimiz bu çalışma için, yarı sinterize zirkonya bloklarından (Şekil 3.2.1, A) CAD/CAM cihazında (Sirona InLab MC XL, Bensheim, Almanya, Şekil 3.2.1, B) 220 adet yarı sinterize zirkonya altyapı örneği hazırlandı. 7 mm çap, 3 mm yükseklikteki bu zirkonya altyapı örneklerinde standart bir yüzey elde edebilmek için tüm örneklere, 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 sn süreyle, su altında ve 300 devir/dk zımparalama işlemi uygulandı. En son örnekler üzerinde sulu ortamda düşük hızda elmas disklerle son düzeltmeler yapıldı (Isomet 1000, Buehler, Düsseldorf, Germany).



Şekil 3.2.1: A) Çalışmada kullanılan zirkonya blok, B) CAD/CAM cihazı

Örnekler, her bir grupta 100'er örnek olacak şekilde *TS+* (termal siklus uygulanan) ve *TS-* (termal siklus uygulanmayan) grup olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Daha sonra zirkonya örnekler *SÖ* ve *SS* farklı yüzey işlemlerine göre 5 alt gruba ayrıldı.(n=10) (Şekil 3.2.2) Sinterize gruptaki örnekler üretici firmanın talimatlarına göre ZYrcomat fırınında (VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) 1500 °C'de 8 saat sinterlendi. Daha sonra zirkonya altyapılar üzerine farklı yüzey işlemleri uygulandı;

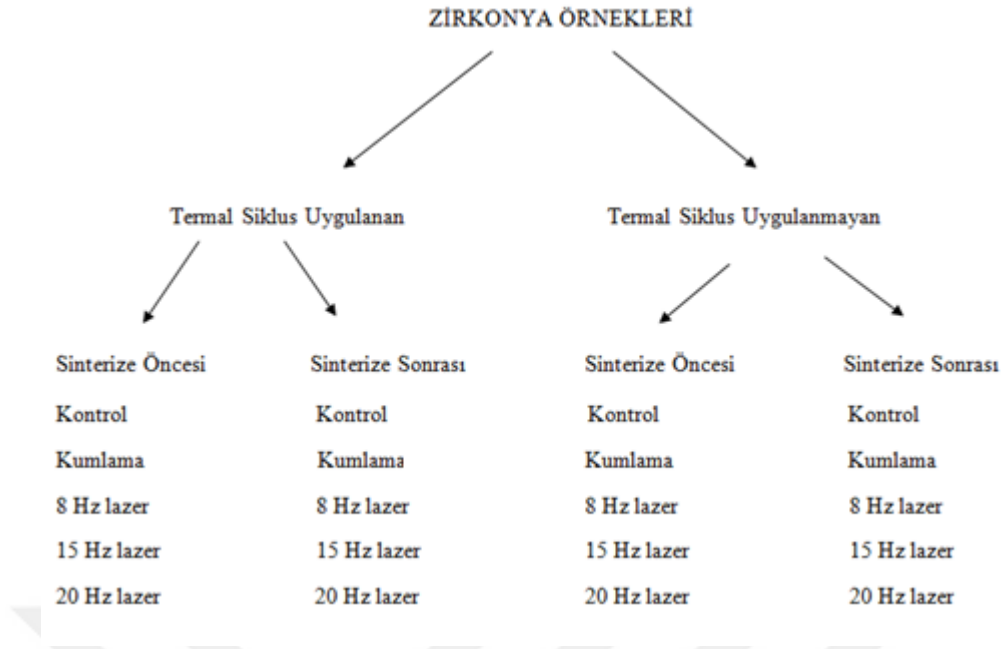
Kontrol Grubu; Bu gruptaki örneklere herhangi bir işlem uygulanmadı.

Kumlama Grubu; Bu gruptaki örneklere kalem uçlu kumlama cihazı (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA, Şekil 3.2.3) ile 120 µm Al₂O₃ tozu 10 mm uzaklıktan, 0,5 MPa basınç altında 20 sn boyunca uygulandı. Ardından örnekler yağsız hava ile kurutuldu.

Er,Cr;YsGG Lazer (3 W, 8 Hz) Grubu; Bu gruptaki örneklere Er,Cr;YSGG lazer (G6/Waterlase, Biolase Technology; San Clemente, CA, USA, Şekil 3.2.4, A), 600 µm çap ve 6 mm uzunluktaki optik fiberi ile 10 mm uzaklıktan 3 W, 8 Hz, %50 su-%50 hava soğutması altında 20 sn boyunca uygulandı (Şekil 3.2.4, B).

Er,Cr;YsGG Lazer (3 W, 15 Hz) Grubu; Bu gruptaki örneklere Er,Cr;YSGG lazer, 600 µm çap ve 6 mm uzunluktaki optik fiberi ile 10 mm uzaklıktan 3 W, 15 Hz, %50 su-%50 hava soğutması altında 20 sn boyunca uygulandı.

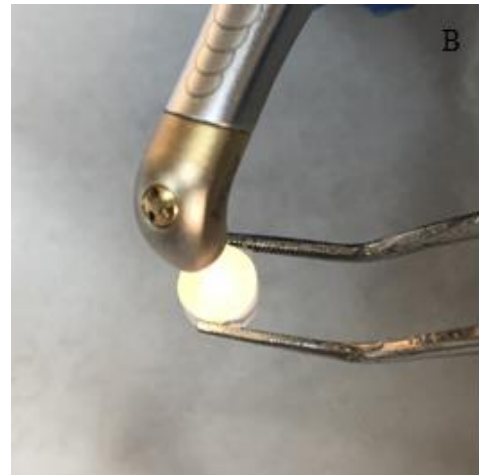
Er,Cr;YsGG Lazer (3 W, 20 Hz) Grubu; Bu gruptaki örneklere Er,Cr;YSGG lazer, 600 µm çap ve 6 mm uzunluktaki optik fiberi ile 10 mm uzaklıktan 3 W, 20 Hz, %50 su-%50 hava soğutması altında 20 sn boyunca uygulandı.



Şekil 3.2.2: Örneklerin gruplandırılması



Şekil 3.2.3: Kumlama cihazı



Şekil 3.2.4: A) Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı, B) Lazer uygulaması

Yüzey işlemlerini takiben *SÖ* gruptaki örnekler benzer şekilde üretici firmanın talimatlarına göre ZYrcomat fırınında 1500 °C'de 8 saat sinterlendi. Yüzey işlemlerinden sonra her bir gruptan rastgele alınan birer örnek yüzey değişkenliklerinin değerlendirilmesi için SEM ve AFM ile analiz edildi. Ayrıca *SÖ* ve *SS* yüzey işlemleri ile zirkonya yapısındaki $t \rightarrow m$ faz dönüşüm değerleri XRD analizi yapılarak hesaplandı. Bütün örnekler 3 dk ultrasonik cihazla temizlendi. Sinterleme sonrasında örneklerde yaklaşık %25 oranında boyutsal değişiklik saptandı (Şekil 3.2.5).



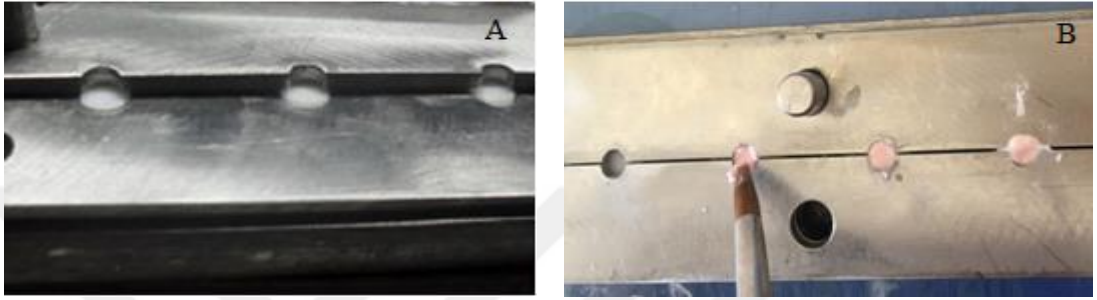
Şekil 3.2.5: Sinterize öncesi ve sonrası zirkonya örnekler

3.3. Üstyapı Porselen Uygulaması

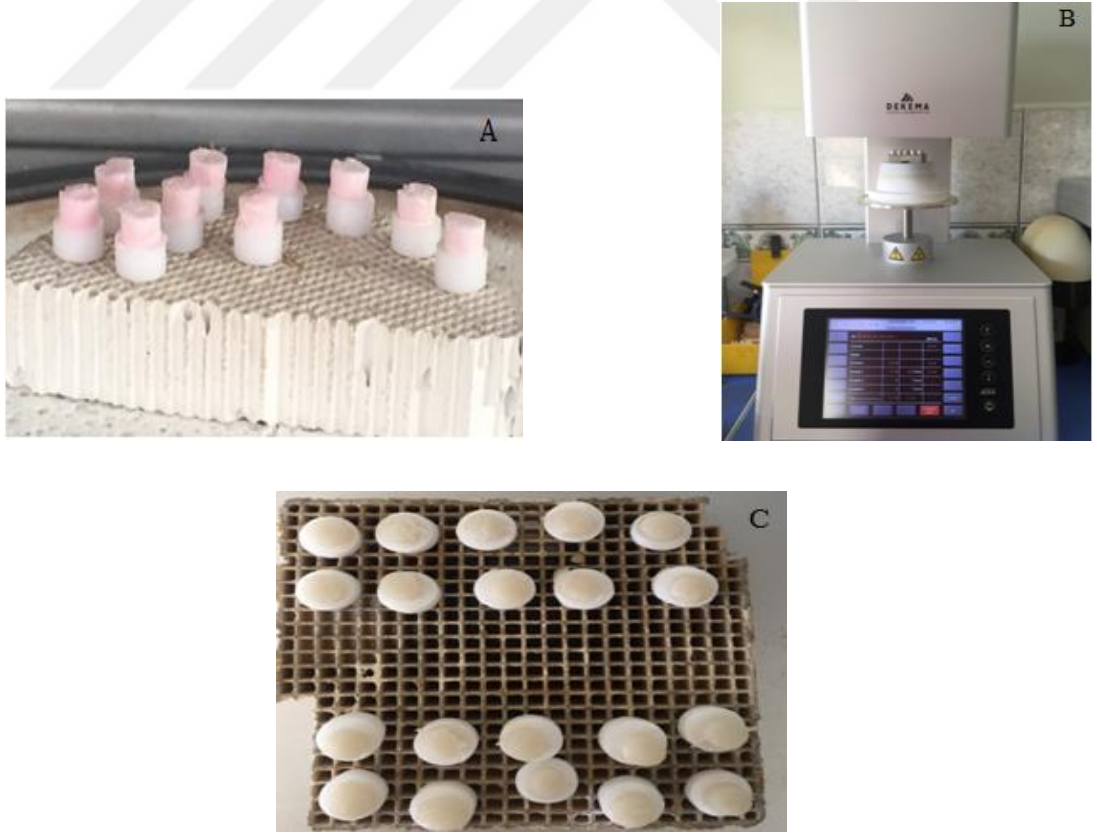
Üstyapı porselen (Şekil 3.3.1) uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir aygıtla (Triton SLA, Bego, Germany) 15 sn süreyle temizlendi. Zirkonya örnekler metal kalıp içerisine yerleştirildi. Bu kalıp üzerine 5 mm çapında 3 mm yüksekliğinde hazırlanmış olan ikinci metal kalıp yerleştirildi (Şekil 3.3.2, A). Her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olacak şekilde porselen uygulaması gerçekleştirildi (Şekil 3.3.2, B). İkinci metal kalıbı ana metal kalıba bağlayan vidalar açılarak hazırlanmış örnekler kalıptan tek tek çıkarıldı (Şekil 3.3.3, A). Porselenler, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 760 °C'de, programlanabilen vakumlu porselen fırınında (Ivoclar EP600, Şekil 3.3.3, B) 45 dk boyunca pişirildi. Porselene ait fırınlama prosedürü Tablo 3.3.1 de gösterilmektedir. Pişirme işleminden sonra örnekler (Şekil 3.3.3, C) çapı 12 mm yüksekliği 20 mm olan metal anolara akrilik yardımıyla gömüldü (Şekil 3.3.4).



Şekil 3.3.1: Çalışmada kullanılan üstyapı porseleni



Şekil 3.3.2: A) Porselen uygulaması için 2. metal kalıbın yerleştirilmesi, B) Üstyapı porselen uygulaması

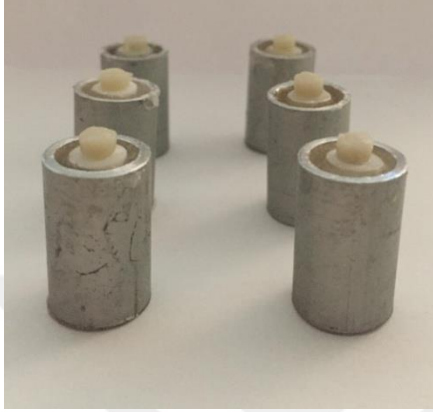


Şekil 3.3.3: A) Üstyapı porselen uygulanmış örnekler, B) Çalışmada kullanılan porselen fırını, C) Fırınlanması tamamlanmış örnekler

Tablo 3.3.1: Fırınlama prosedürü

Porselen	P (°C)	D (dk)	t (°C/dk)	F (°C)	H (dk)
	430	2	45	760	1

P: Ön ısıtma derecesi, D: Ön kurutma süresi, t: Fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, F: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi.



Şekil 3.3.4: Örneklerin akriliğe gömülmesi

3.4. Termal Siklus Uygulaması

Tüm termal siklus uygulanacak örnekler önceden hazırlanan aparata yerleştirildi (Şekil 3.4.1, A). Ardından örneklere termal siklus cihazında (Şekil 3.4.1, B) 5 ile 55 °C de 20 sn daldırma ve 10 sn bekletme süresi ile 5000 termal döngü uygulandı. Termal siklus uygulanmayan örnekler 37 °C’de 24 saat bekletildi.



Şekil 3.4.1: A) Örneklerin termal siklus için hazırlanması, B) Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı

3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Termal siklus işleminden sonra tüm örneklere Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarı'nda geleneksel test cihazında (DCS 500, Shimadzu Corp., Kyoto, Japan, Şekil 3.5.1, A) 1 mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı (Şekil 3.5.1, B). Kesme işlemi yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde hazırlandı. Bıçak ucu üstyapı porselen ile zirkonyanın bağlantı noktasına 90°'lik açı yapacak şekilde ayarlandı. Sonuçlar newton (N) cinsinden ölçüldü, değerler aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi.

Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) = Yük (N) / Bağlanma alanı (mm²)

Alan = ($\pi \times r^2$) r = porselenin bağlanma yüzeyinin çapı



Şekil 3.5.1: A) Çalışmada kullanılan geleneksel test cihazı, B) Makaslama testi uygulaması

3.6. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

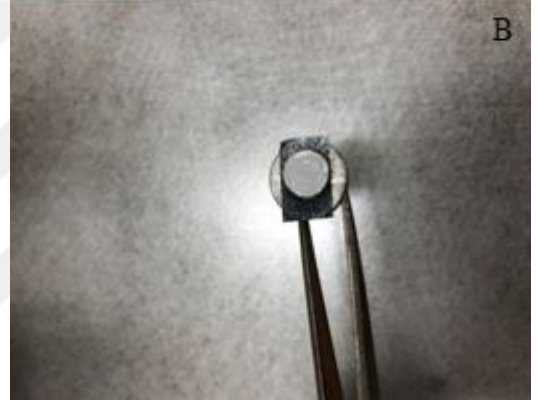
Makaslama testinden sonra örneklerin kopma yüzeyleri Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Histoloji ve Embriyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda stereomikroskop (Stemi SV 11 APO, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya, Şekil 3.6.1) altında x20 büyütmede incelendi. Kopma tipleri üstyapı seramiğin zirkonyadan ayrıldığı 'adeziv kopma', üstyapı seramiğin/zirkonyanın kendi içinde kırıldığı 'koheziv kopma' ve her iki kırılma tipinin de gözleendiği 'karışık kopma'(adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi.



Şekil 3.6.1: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı

3.7. SEM ile Yüzey Analizi

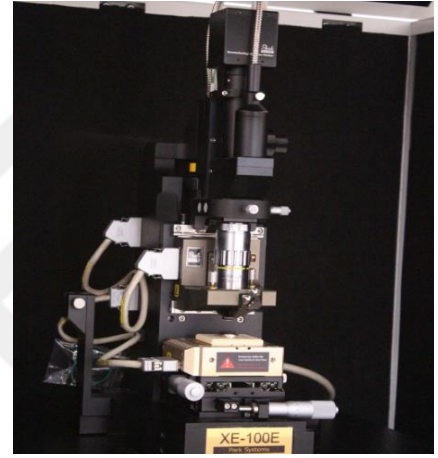
SEM analizi için örnek yüzeyleri alüminyum örnek tutucuya karbon bant ile sabitlendi. Ardından örneklerin yüzeyleri altın-palladyum kaplama cihazında (Polaron SC 7620 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere, Şekil 3.7.1, A), vakum altında altın-palladyum film tabakasıyla kaplandı (Şekil 3.7.1, B). Örneklerden kopma tiplerini değerlendirmek için x100 büyütmede, yüzey morfolojisini değerlendirmek için x2000 büyütmede görüntüler alındı. Analizler Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Histoloji ve Embriyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazında (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya, Şekil 3.7.1, C) yapıldı.



Şekil 3.7.1: A) Altın-palladyum kaplama cihazı, B) Yüzeyi kaplanmış zirkonya örnek, C) Çalışmada kullanılan SEM cihazı

3.8. AFM ile Yüzey Analizi

Çalışmamızda AFM analizi Erzincan Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi'nde bulunan AFM (Park System, XE-100-E, Şekil 3.8.1 A ve B) cihazında yapıldı. Yüzey işlemleri uygulanan örneklerin yüzeylerinde oluşan değişiklikleri ayrıntılı bir şekilde incelemek için AFM analizi yapıldı. AFM görüntülerinin alınması için her gruptan birer örnek rastgele seçildi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0.01-0.025-ohm cm altın kaplamalı silikon uç non-kontak modda kullanıldı. Sabit titreşim genişliğinde uç ile örnek mesafesi sabit tutuldu. Sabit tarama hızıyla her bir yüzey için 25µm x 25µm alanlarında üç boyutlu olarak dijital görüntüler elde edildi.



Şekil 3.8.1: Çalışmada kullanılan AFM cihazı

3.9. XRD ile Faz Analizi

Çalışmamızda XRD analizi Erzincan Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi'nde bulunan XRD (Panalytical, Empyrean, Şekil 3.9.1) cihazında yapıldı. *SÖ* ve *SS* yüzey işlemleri ile zirkonya yapısındaki *t*→*m* faz dönüşüm değerlerini incelemek için XRD analizi yapıldı. *SÖ* ve *SS* yüzey işlemleri uygulanan örnekler Cu Kα radyasyon kullanan XRay Difraktometresinde 20-40 derece 2θ açısı arasında taratılarak analiz edildi. Analiz sonucunda *m* faz miktarı (*X_m*) Garvie-Nicholson yöntemiyle hesaplandı. Bu yöntemin denklemi şu şekildedir:(129)

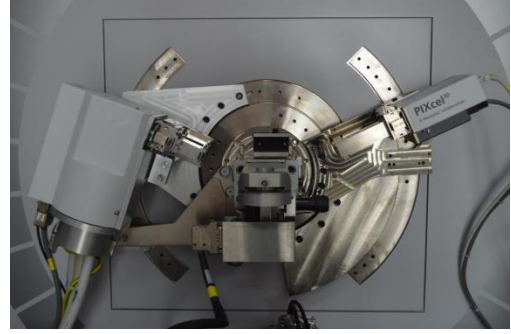
$$X_m = \frac{I_m(-111) + I_m(111)}{I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)}$$

X_m = Monoklinik fazın tamamı şiddet oranı

$I_m (-111)$ = 28.2 °’de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_m (111)$ = 31.5 °’de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101)$ = 30.2 °’de tetragonal tepe noktasının şiddeti



Şekil 3.9.1: Çalışmada kullanılan XRD cihazı

3.10. İstatistiksel Analiz

Test sonrası elde edilen veriler SPSS Ver.21 paket programı (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) ortamına girildi. Ham verilerin SPSS veri düzenleyicisinde gerekli ön kontrolleri yapılarak istatistiksel analize uygun hale getirilmesi sağlandı. Verilerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri tablolar halinde gösterilerek ne tür bir dağılıma sahip veri yapısı ile çalışıldığı gösterilmiştir.

Sürekli (ölçülebilir) türden olması özelliğine göre parametrik ve parametrik olmayan analizlerden uygun olanlar çalışmada kullanıldı. Sürekli türden verilerin ikili gruplar şeklinde ortalamalarının karşılaştırılmasında bağımsız iki örnek ortalaması için gruplardaki örnek sayılarının 15’ten daha aşağıda olması nedeniyle t testi (Student t testi) nin parametrik olmayan karşılığı Mann Whitney U testi kullanıldı. Yine, gruplardaki örnek sayılarının 15’ten daha az olması nedeniyle ikiden fazla alt gruba ait ölçüm düzeylerini karşılaştırmak için Tek Yönlü Varyans Analizinin parametrik olmayan karşılığı Kruskal Wallis Varyans Analizi uygulandı. Analiz sonuçlarının alfa=0,05 yanılma düzeyinden daha küçük olan P değerleri istatistiki olarak anlamlı bir farka işaret ediyor şeklinde yorumlama yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

SÖ ve SS sonrası farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya altyapı ile üzerine uygulanan seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımı ve termal siklus uygulamasının bu bağlanma dayanımına etkisi karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Newton olarak elde edilen değerler MPa'a çevrildi. Tablo 4.1.1'de tüm grupların ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri gösterilmektedir.

Tablo 4.1.1: Grupların ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri

	n	Min	Maks	Ortalama	St±
TS- SÖ Kontrol	10	3,67	17,34	7,07	4,41
TS- SÖ Kumlama	10	2,20	15,60	7,39	4,65
TS- SÖ 8 Hz	10	2,37	13,97	8,42	3,07
TS- SÖ 15 Hz	10	2,33	15,56	8,42	4,13
TS- SÖ 20 Hz	10	6,12	14,69	9,47	3,07
TS- SS Kontrol	10	2,11	15,35	8,16	3,04
TS- SS Kumlama	10	1,75	9,86	4,85	2,73
TS- SS 8 Hz	10	3,66	17,35	7,88	3,65
TS- SS 15 Hz	10	2,42	14,10	6,26	4,12
TS- SS 20 Hz	10	2,65	15,52	9,18	4,43
TS+ SÖ Kontrol	10	1,85	7,27	5,05	1,88
TS+ SÖ Kumlama	10	2,97	11,64	6,73	2,80
TS+ SÖ 8 Hz	10	1,48	9,91	5,96	2,62
TS+ SÖ 15 Hz	10	1,45	11,72	6,50	3, 66
TS+ SÖ 20 Hz	10	3,58	11,71	5,38	2,65
TS+ SS Kontrol	10	1,45	7,87	4,62	2,14
TS+ SS Kumlama	10	2,41	12,74	6,27	3,55
TS+ SS 8 Hz	10	1,26	13,23	5,90	3,96
TS+ SS 15 Hz	10	1,60	11,46	5,74	3, 17
TS+ SS 20 Hz	10	2,21	15,52	7,63	4,96

Elde edilen değerlere göre gruplar arasında (kontrol, kumlama, 8 Hz, 15 Hz ve 20 Hz grubu) ölçüm düzeylerini karşılaştırmak için Kruskal Wallis Varyans Analizi yapıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi. Uygulanan yüzey işlemlerine göre

gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı.($p=0,16$, $p=0,15$, $p=0,45$, $p= 0,70$,)
(Tablo 4.1.2, Tablo 4.1.3, Tablo 4.1.4, Tablo 4.1.5, Şekil 4.1.1)

En yüksek bağlanma dayanımı değerleri *SÖ TS-* grubunda 20 Hz lazer alt grubunda ($9,47\pm3,07$), *SÖ TS+* grubunda ise kumlama alt grubunda ($6,73\pm2,8$) izlendi. En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise *SÖ TS-* ve *SÖ TS+* gruplarında kontrol gruplarında ($7,07\pm4,41$ ve $5,05\pm1,88$, sırasıyla) gözlemlendi.

SS TS- ve *SS TS+* gruplarında ise en yüksek bağlanma dayanımı değerleri 20 Hz lazer uygulamasında ($9,18\pm4,43$ ve $7,63\pm4,96$, sırasıyla) izlendi. En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise *SS TS-* grubunda kumlama alt grubunda ($4,85\pm2,73$), *SS TS+* grubunda ise kontrol grubunda ($4,62\pm2,14$) gözlemlendi.

Tablo 4.1.2: *TS-* *SÖ* alt grupların karşılaştırılması

Grup Kodları	N	Ortalama Sıra Değeri	KW-Ki_Kare	P değeri
kontrol	10	28,90	6,58	0,16
kumlama	10	30,40		
8 Hz	10	31,40		
15 Hz	10	31,40		
20 Hz	10	34,90		
Toplam	50			

Tablo 4.1.3: *TS-* *SS* alt grupların karşılaştırılması

Grup Kodları	N	Ortalama Sıra Değeri	KW-Ki_Kare	P değeri
kontrol	10	28,30	6,66	0,15
kumlama	10	15,30		
8 Hz	10	27,35		
15 Hz	10	26,05		
20 Hz	10	30,50		
Toplam	50			

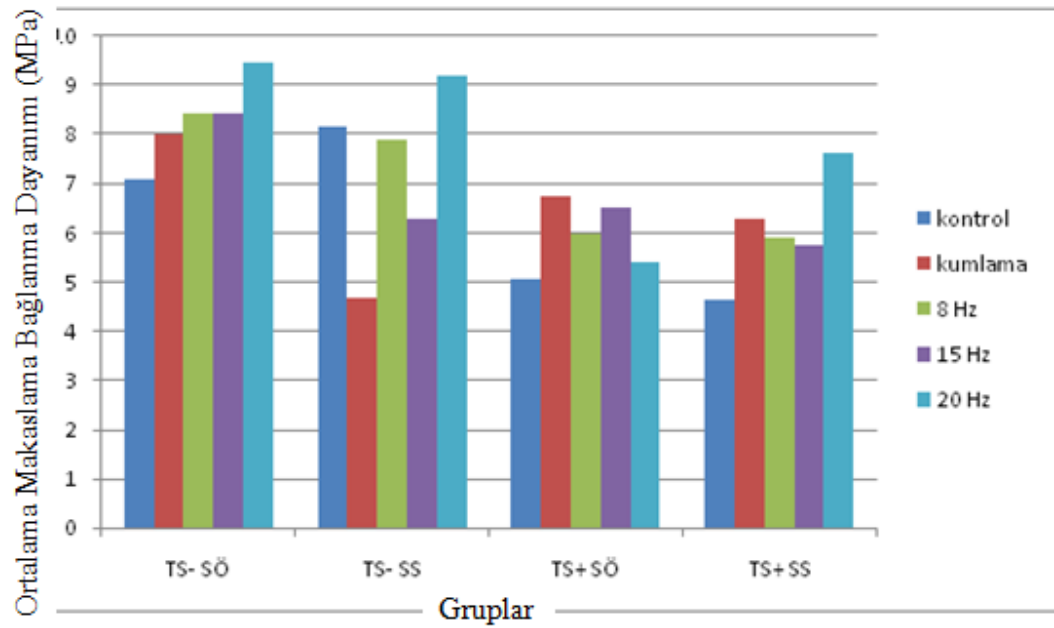
Tablo 4.1.4: *TS+* *SÖ* öncesi alt grupların karşılaştırılması

Grup Kodları	N	Ortalama Sıra Değeri	KW-Ki_Kare	P değeri
kontrol	10	21,40	3,66	0,45
kumlama	10	24,00		
8 Hz	10	22,20		
15 Hz	10	23,60		
20 Hz	10	22,00		
Toplam	50			

Tablo 4.1.5: TS+ SS alt grupların karşılaştırılması

Grup Kodları	N	Ortalama Sıra Değeri	KW-Ki_Kare	P değeri
kontrol	10	20,40	2,16	0,70
kumlama	10	27,30		
8 Hz	10	26,50		
15 Hz	10	25,10		
20 Hz	10	29,20		
Toplam	50			

* KW-Ki_Kare, Kruskal Wallis Ki Kare dağılımı.



Şekil 4.1.1: Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin karşılaştırılması

SÖ ve SS örneklerin ve TS- ve TS+ örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanıldı. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.1.6 ve Tablo 4.1.7’de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre S.Ö uygulanan yüzey işlemlerinin bağlanma değerlerini arttırdığı gözlenirken, SS yüzey işlemi uygulamasının 20 Hz lazer grubu dışında bağlanma değerlerini azalttığı gözlemlendi.(p=0,25) SÖ ve SS TS- ve TS+ grupları arasındaki çoklu karşılaştırmada SÖ 20 Hz grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenirken (p=0,02), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak bir farklılık gözlenmedi. Ayrıca TS+ gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinin hem SÖ hem de SS gruplarda azaldığı (SS kumlama grubu hariç) bulundu.

Tablo 4.1.6: Sinterleme işleminin bağlanma dayanımına etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

		<i>SÖ</i> (ort. değer)	<i>SS</i> (ort. değer)	P değeri
<i>TS-</i>	kontrol	7,07	8,16	0,70
	kumlama	7,39	4,85	0,22
	8 Hz	8,42	7,88	0,40
	15 Hz	8,42	6,26	0,17
	20 Hz	9,47	9,18	0,90
<i>TS+</i>	kontrol	5,05	4,62	0,65
	kumlama	6,73	6,27	0,45
	8 Hz	5,96	5,90	0,94
	15 Hz	6,50	5,74	0,54
	20 Hz	5,38	7,63	0,25

Tablo 4.1.7: Termal siklusun bağlanma dayanımına etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

		<i>TS-</i> (ort. değer)	<i>TS+</i> (ort.değer)	P değeri
<i>SÖ</i>	kontrol	7,07	5,05	0,21
	kumlama	7,39	6,73	0,70
	8 Hz	8,42	5,96	0,29
	15 Hz	8,42	6,50	0,29
	20 Hz	9,47	5,38	0,02*
<i>SS</i>	kontrol	8,16	4,62	0,07
	kumlama	4,85	6,27	0,32
	8 Hz	7,88	5,90	0,19
	15 Hz	6,26	5,74	0,85
	20 Hz	9,18	7,63	0,34

4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testinden sonra tüm kopma yüzeyleri stereomikroskop altında incelendi. Kopma tiplerinin sonuçları Tablo 4.2.1.'de gösterilmektedir. Adeziv kopma (seramik ile zirkonya ara yüzeyinde görülen kopma) A, koheziv kopma (seramiğin veya zirkonyanın tamamen kendi içinde meydana gelen kopma) K, karışık tip kopma (adeziv+koheziv kopma) M olarak harflendirildi. Grupların hiçbirinde koheziv kopma görülmedi. *TS- SÖ* gruplarında %76 adeziv, %24 karışık kopma; *TS- SS* gruplarında %82 adeziv, %18 karışık kopma; *TS+ SÖ* ve *TS+ SS* gruplarında ise %98 adeziv, %2 karışık kopma görüldü.

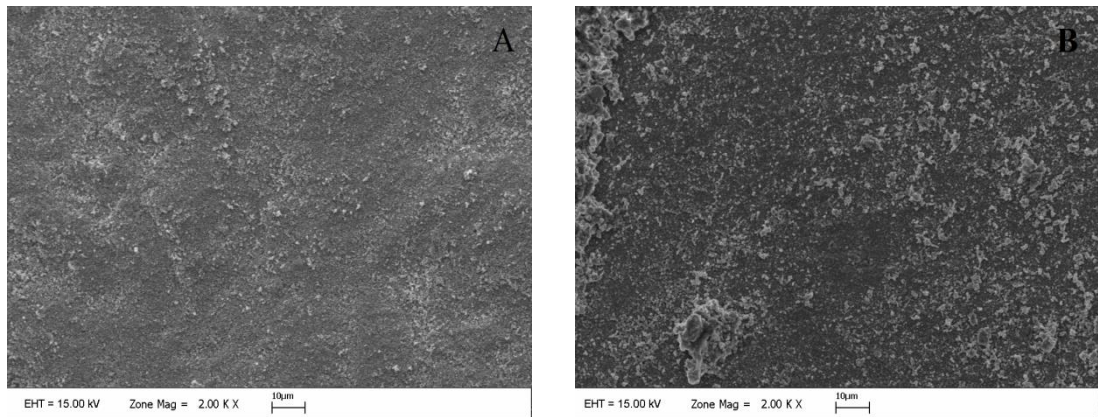
Tablo 4.2.1: Tüm gruplardaki örneklerin kopma tipleri ve miktarları

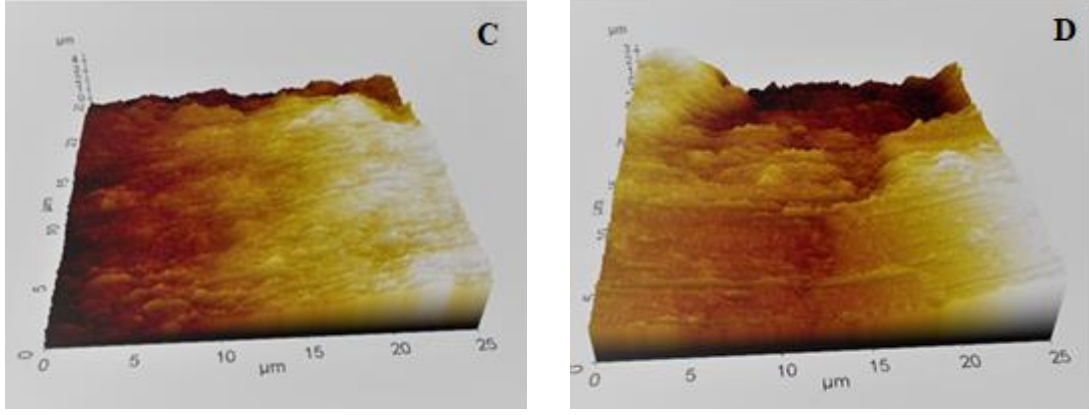
		<i>TS -</i>			<i>TS+</i>		
		A	K	M	A	K	M
<i>SÖ</i>	kontrol	9	-	1	10	-	-
	kumlama	8	-	2	10	-	-
	8 Hz	8	-	2	10	-	-
	15 Hz	7	-	3	9	-	1
	20 Hz	6	-	4	10	-	-
<i>SS</i>	kontrol	10	-	-	10	-	-
	kumlama	9	-	1	10	-	-
	8 Hz	7	-	3	10	-	-
	15 Hz	8	-	2	10	-	-
	20 Hz	7	-	3	9	-	1

4.3. SEM ve AFM Analizi Bulguları

Faklı yüzey işlemleri sonrası grupların her birinden rastgele alınan birer örnek üzerinde yüzey topografyasındaki değişiklikler SEM (x2000) ve AFM (25µm x 25µm) ile üç boyutlu olarak değerlendirildi.

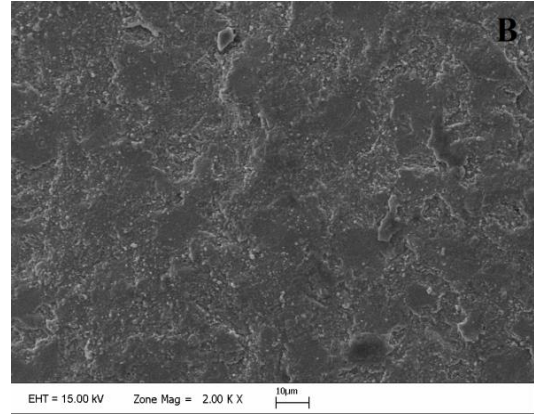
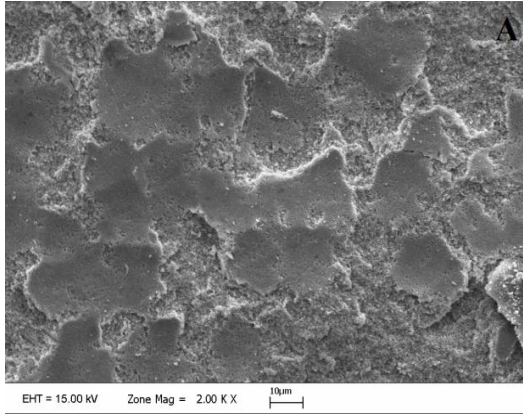
Kontrol gruplarından alınan SEM görüntülerinde örneklerin yüzeylerinde hafif düzensiz alanlar izlenirken, *SS* örneğin görüntüsünün *SÖ* örneğe göre daha sıkı bir yapıda oldu gözlemlendi. Alınan AFM görüntülerinde de hem *SÖ* hem de *SS* örnekte hemen hemen düzgün bir yüzey gözlemlendi.(Şekil 4.3.1)

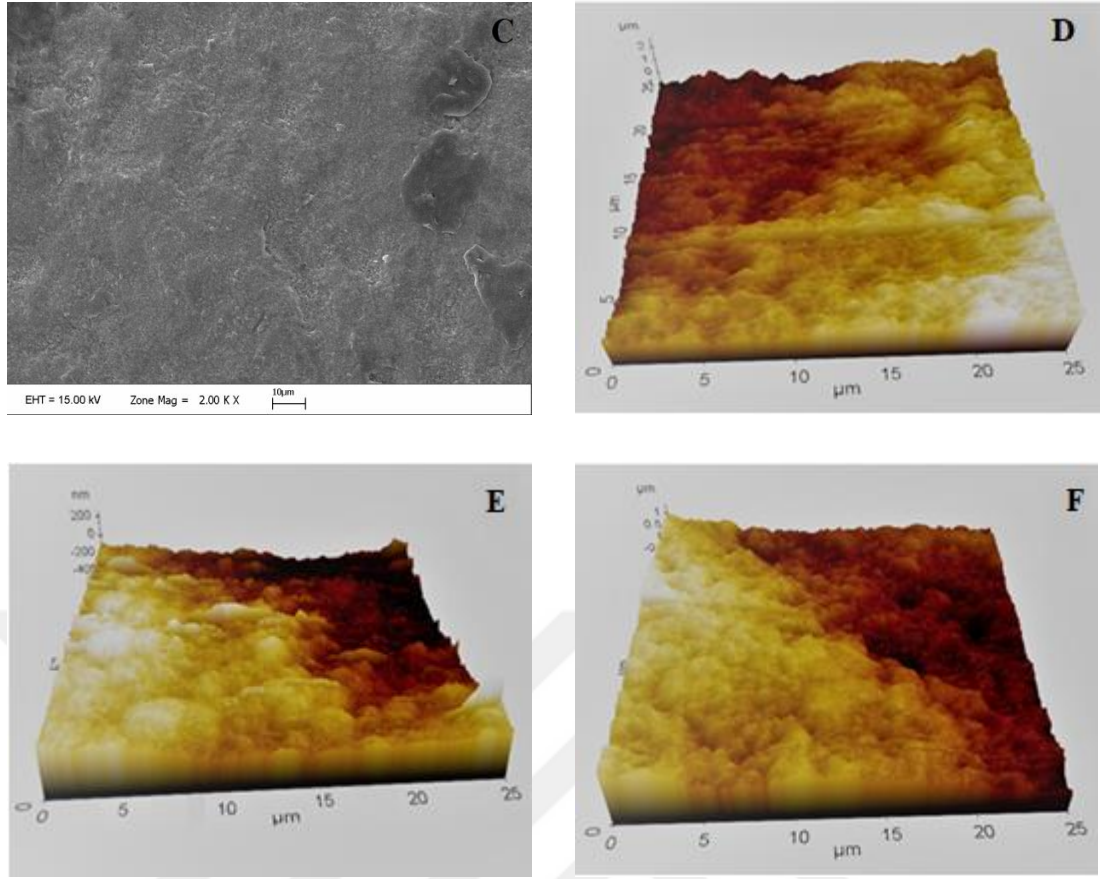




Şekil 4.3.1: A) SÖ kontrol örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) SS kontrol örneğin SEM görüntüsü (x2000), C) SÖ kontrol örneğin AFM görüntüsü, D) SS kontrol örneğin AFM görüntüsü

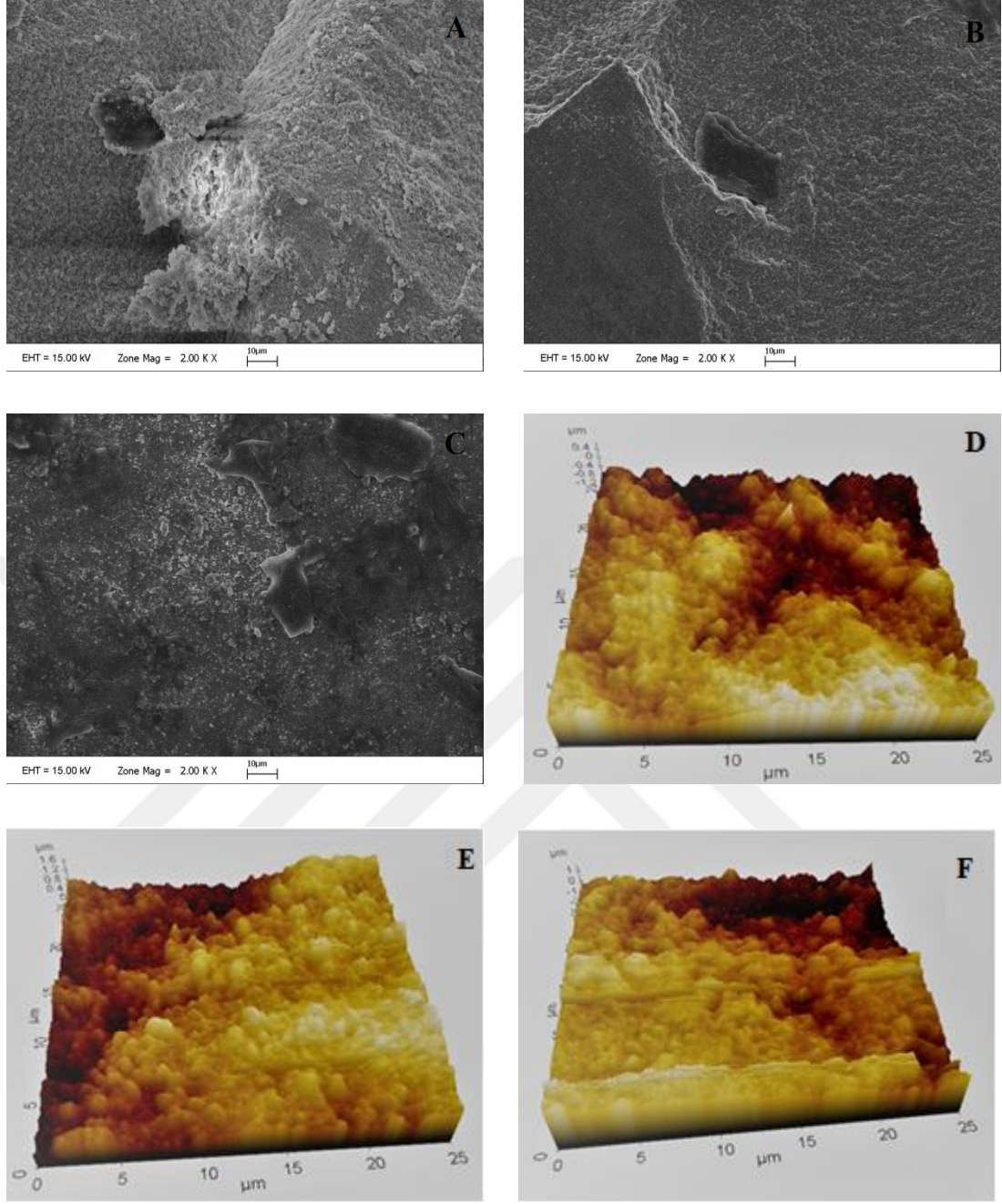
Kumlama gruplarından alınan SEM görüntülerinde, SÖ örnekte yumuşak yapı üzerinde meydana gelen pürüzlü görünümün, sinterize edildikten sonra da izlenmeye devam ettiği ve Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla oluşan mikro çatlaklar gözlemlendi. (Şekil 4.3.2, A) SS kumlama uygulanan örnekte ise SÖ örneğe göre daha az pürüzlü alanlar izlendi. Alınan AFM görüntülerinde, SÖ kumlama örneğindeki küçük tepeler sinterlendikten sonra da görüntülenmeye devam etti. Ayrıca, SS kumlama örneğinde meydana gelen tepelerin SÖ örnek görüntüsünden farklı olarak daha yuvarlak şekilde görüntüldü. (Şekil 4.3.2)





Şekil 4.3.2: A) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) *SS* kumlama uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) *SÖ* kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) *SS* kumlama uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü

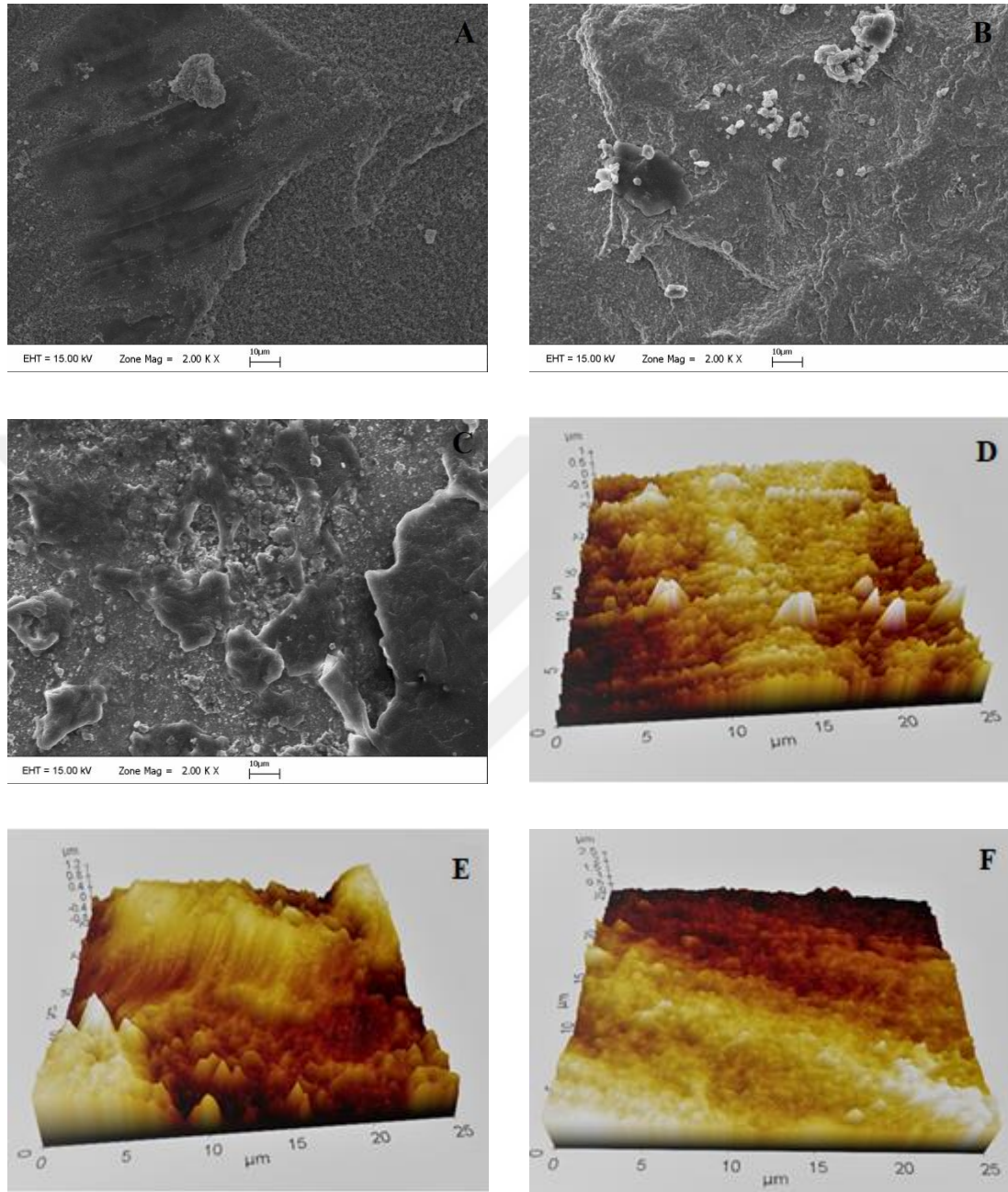
8 Hz lazer uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinde, *SÖ* örnekte yer yer oluşan derin çukurlar, sivri çıkıntılar ve pürüzlü alanların, sinterleme işleminden sonra da devam ettiği,(Şekil 4.3.3 A ve B) *SS* örnekte ise pürüzlülüğün *SÖ* örneğe göre daha az olduğu gözlemlendi. Alınan AFM görüntülerinde ise, *SÖ* örnekte yüzeyin oldukça pürüzlü olduğu yer yer sivri tepelerin ve vadilerin bulunduğu ve bu oluşumların sinterlemeden sonra da izlenmeye devam ettiği gözlemlendi. *SS* örneğin AFM görüntüsünde, *SÖ* örnekteki sivri tepelerin yerini daha yuvarlak tepelerin aldığı görüldü.(Şekil 4.3.3)



Şekil 4.3.3: A) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (2000), C) SS 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) SS 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü

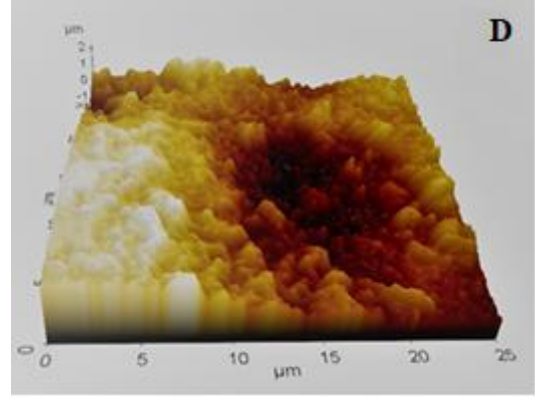
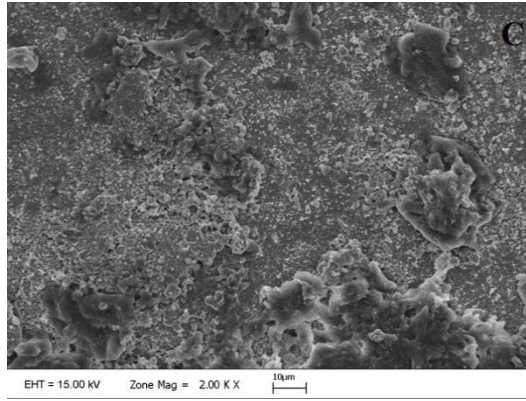
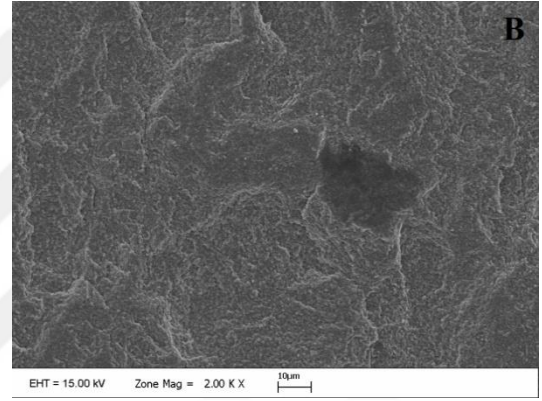
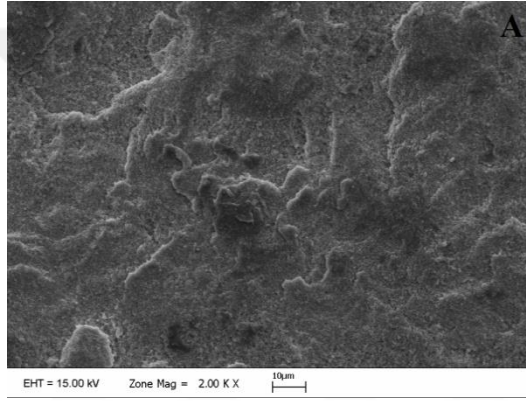
15 Hz lazer uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinde, SÖ örnekte izlenebilen yarık ve çıkıntılı alanların sinterleme işleminden sonra da daha sık bir şekilde izlenmeye devam ettiği görüldü. SS örnekte de yer yer çıkıntılı alanlar izlendi. Alınan AFM görüntülerinde, SÖ örnekte oldukça sık yerleşimli sivri tepelerin ve

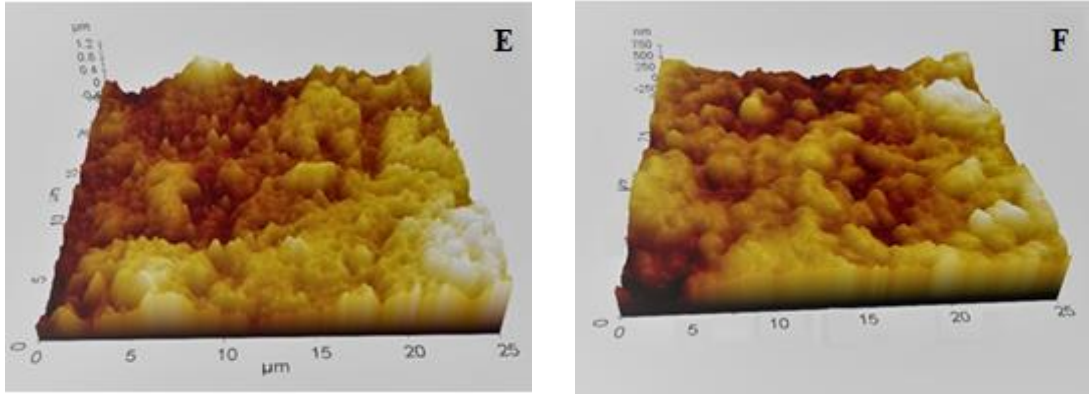
çukurların sinterlemeden sonra da izlenmeye devam ettiği, SS örnekte ise pürüzlü alanların SÖ örneğe göre daha az olduğu gözlemlendi.(Şekil 4.3.4)



Şekil 4.3.4: A) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) SS 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) SS 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü

20 Hz lazer uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinde *SÖ* örnekte oldukça sık yerleşimli yarıklar ve çıkıntılarının ve pürüzlü alanların sinterleme işleminden sonra da izlenmeye devam ettiği, *SS* örnekte de oldukça pürüzlü alanların meydana geldiği görüldü. Alınan AFM görüntülerinde ise, *SÖ* örnekte oldukça pürüzlü ve heterojen bir yüzeyin oluştuğu ve lazerin neden olduğu derin yarıklar gözlemlendi. Ayrıca görüntülenen koyu alanlar, yükseklik farkının fazla olmasından veya lazerin neden olduğu karbonizasyondan kaynaklı olabilir.(Şekil 4.3.5, D) Heterojen alanlar sinterleme işleminden sonra da izlenmeye devam etti. *SS* örnekte de *SÖ* örneklere benzer şekilde oldukça pürüzlü bir alan gözlemlendi, fakat *SÖ* örnekteki sivri çıkıntıların aksine daha yuvarlak tepeler görüntüledi.(Şekil 4.3.5)





Şekil 4.3.5: A) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), B) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası SEM görüntüsü (x2000), C) SS 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin SEM görüntüsü (x2000), D) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü, E) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası AFM görüntüsü, F) SS 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin AFM görüntüsü

4.4. SEM ile Kopma Yüzeylerinin Değerlendirilmesi

Zirkonya yüzeyinde meydana gelen karışık kopma yüzeyi x100'lük büyütme altında SEM'de incelendi. İncelenen SEM görüntüsünde (Şekil 4.3.2.1) zirkonya yüzeyi üzerindeki seramik gözlenirken, zirkonya-porselenin kopma sınırı net bir şekilde izlenebilmektedir.



Şekil 4.4.1: Karışık kopma yüzeyinin SEM görüntüsü (x100)

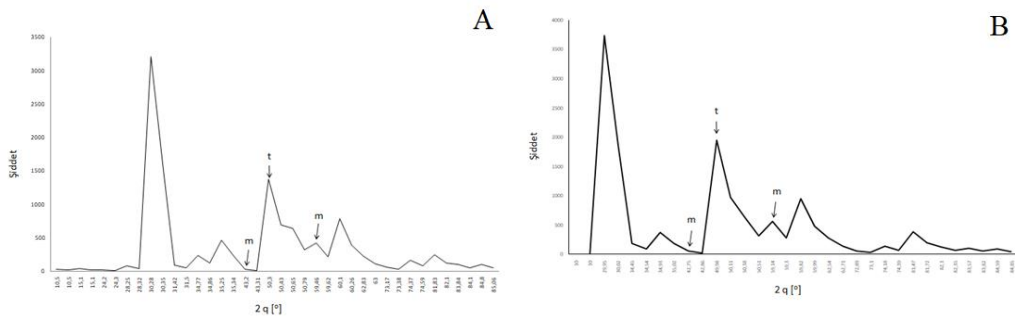
4.5. XRD Analizi Bulguları

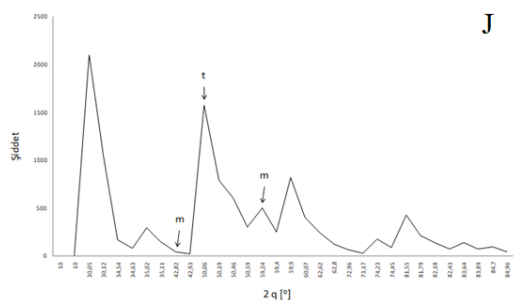
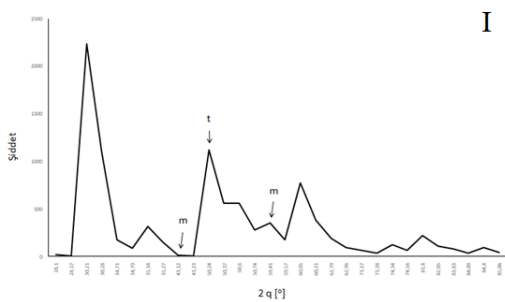
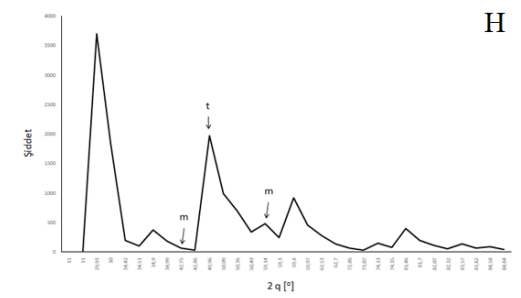
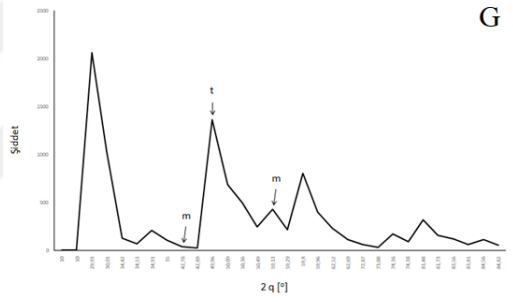
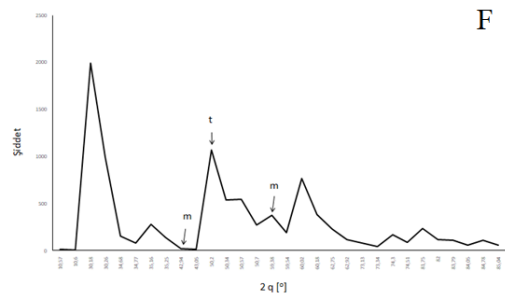
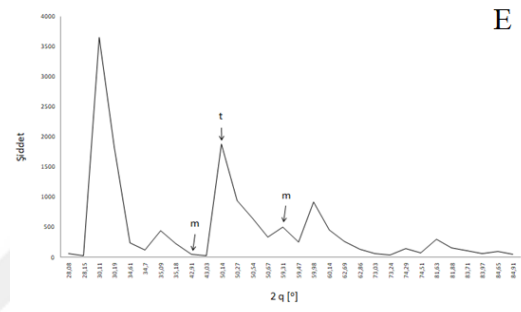
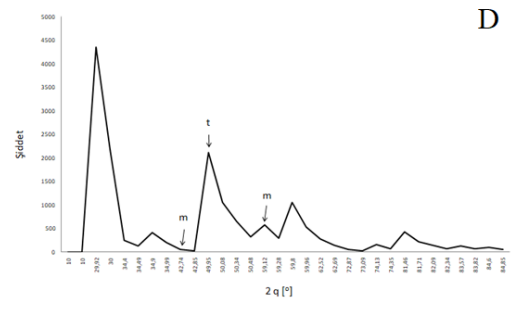
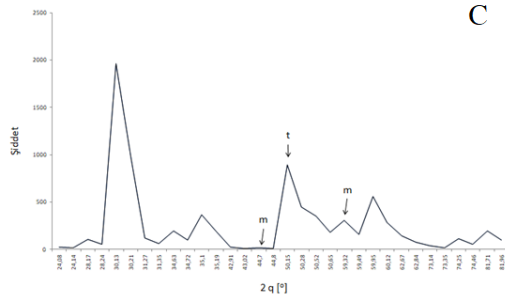
$S\ddot{O}$ ve SS yapılan yüzey işlemleri sonrası zirkonyadaki m faz miktarı (X_m) Garvie-Nicholson yöntemiyle hesaplandı. Sonuçlar Tablo 4.5.1’de gösterilmektedir.

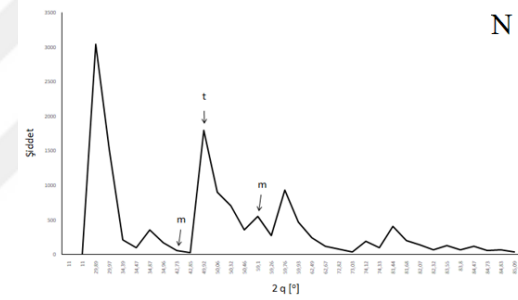
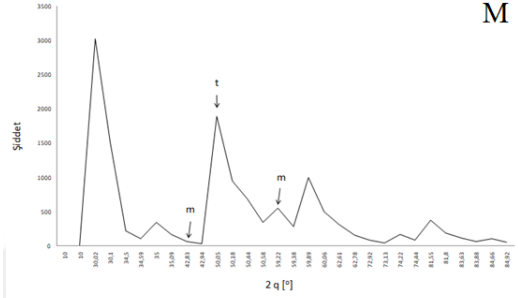
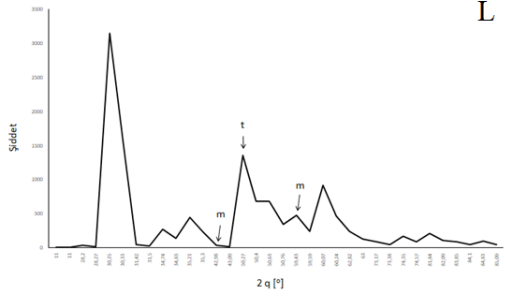
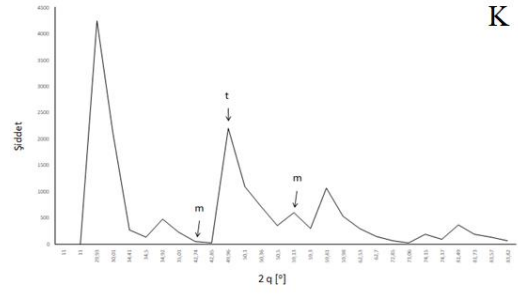
Tablo 4.5.1: XRD verilerine göre hesaplanan örneklerin m faz oranları

Uygulanan Yöntem	M Faz Oranı (%)		
	$S\ddot{O}$ yüzey işlemi uygulanan örnek	$S\ddot{O}$ yüzey işlemi uygulanıp ardından sintirlenmiş örnek	SS yüzey işlemi uygulanan örnek
Kontrol	% 21,44	% 21,46	% 21,46
Kumlama	% 26,33	% 22,06	% 24,42
Er,Cr;YsGG lazer-8 Hz	% 24,07	% 21,46	% 22,83
Er,Cr;YsGG lazer-15 Hz	% 25,02	% 21,62	% 23,04
Er,Cr;YsGG lazer-20 Hz	% 25,47	% 21,65	% 23,42

Sonuçlara bakıldığında, $S\ddot{O}$ yüzey işlemleri sonrası artan m faz içeriğinin örneklerin sintirizasyonu sonrası düştüğü ve kontrol grubuna benzer değerler sergilediği görüldü. SS gruptaki örneklere yapılan farklı yüzey işlemlerinin $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü kontrol grubu ile karşılaştırdığında arttırdığı bulundu. Ayrıca SS yüzey işlemi uygulanan örneklerdeki m faz dönüşümü miktarı, $S\ddot{O}$ yüzey işlemi uygulanan örneklerin sintirizasyonu sonrası m faz miktarından daha yüksek olduğu gözlemlendi.







Şekil 4.5.1: A) SÖ kontrol örneğin XRD görüntüsü, B) SS kontrol örneğin XRD görüntüsü, C) SÖ kumlama uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, D) SÖ kumlama uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, E) SS kumlama uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, F) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, G) SÖ 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, H) SS 8 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, I) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, J) SÖ 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, K) SS 15 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, L) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü, M) SÖ 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin sinterleme sonrası XRD görüntüsü, N) SS 20 Hz lazer uygulaması yapılmış örneğin XRD görüntüsü

5. TARTIŞMA

Metal-seramik restorasyonlar diş hekimliği alanında uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Fakat estetik diş hekimliğine ilginin artması ve bazı dental metallerin ve alaşımların tartışmalı biyoyumluluk oranı, metal-seramik restorasyonlara alternatif tam seramik restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur.(17, 62, 120)

Tam seramik restorasyonlar, estetik ve biyoyumluluk bakımından metal-porselen restorasyonlara alternatif olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır.(130) Ancak tam seramik restorasyonlar yüzeysel ve kütleli defektlerden kaynaklanan kırılmalı bir yapıya sahip oldukları için özellikle posterior bölge restorasyonlarında daha güçlü altyapılar ile desteklenmelidir.(52, 54, 130) Kimyasal stabilitesi, biyoyumluluğu, yüksek sıkışma kuvveti, diş sert dokularına benzer termal genişleme katsayısı ve üstün estetik performansı gibi benzersiz yapısal özelliklerinden dolayı günümüzde zirkonya altyapı materyali olarak rahatlıkla kullanılabilir.(13, 16) Fakat zirkonyanın polikristal yapısı nedeniyle camsı bir fazı olmadığından opak bir görünüme sahiptir. Bu opak görüntü estetiği olumsuz etkilediği için zirkonya altyapı uygun bir üstyapı seramiği ile kaplanmalıdır.(17)

Zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantı, kimyasal bağlanma, mekanik kenetlenme, ıslatma özellikleri, termal genişleme katsayısı ve cam geçiş sıcaklık farklılıklarını içeren çeşitli faktörlere bağlıdır.(131) Çalışmalarda, zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanmanın kimyasal değil daha çok mekanik olarak meydana geldiği ve zirkonya yüzeyinde oluşan pürüzlü alanların bağlanmada en önemli faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir.(132) Bu arayüz bağlantı mekanizmasını araştırmak için yapılan birçok çalışma bulunmaktadır.(15, 92, 96, 97) Fakat günümüzde hala zirkonya altyapıdan üstyapı porseleninin ayrılması, en yaygın klinik başarısızlık olarak kabul edilmektedir.(15, 17, 92, 130) Bu sonuçlar çerçevesinde çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Önceki araştırmalar, bağlanma potansiyelini geliştirmek, yüzey alanını arttırmak, daha güçlü mikro mekanik kilit oluşturmak için farklı yüzey işlemleri üzerine odaklanmışlardır. Bu yüzden araştırmacılar zirkonya üzerindeki yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için elmas (veya diğer) döner aletlerle aşındırma,(37) alümina (veya diğer)

parçacıklar (Al_2O_3) ile aşındırma,(54) asitle aşındırma (tipik olarak HF),(37) plazma sprey,(133) selektif etching,(134) hot etching,(135) silika kaplama,(102) lazer(54) ve bu tekniklerin herhangi birinin kombinasyonu (113) gibi mekanik aşındırma yöntemlerinin etkisini değerlendirmişlerdir. Ancak zirkonya yüzeyinin asit ile aşındırılması, camsı faz içermediği için uygun bulunmamıştır.(13, 14, 136)

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak ve mikro mekanik tutuculuk oluşturmak için en sık kullanılan yöntemlerden biri Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilmiştir.(13, 88, 137, 138) Kumlama yüzey pürüzlülüğünü artırıp girintili ve çıkıntılı alanlar oluşturarak üstyapı seramiğinin bağlantısını arttırmada yardımcı olur. Ayrıca zirkonya yüzeyini temizleyerek veya yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini geliştirerek, bağlanmayı iyileştirir.(138, 139) Bu olumlu özelliklerinin yanında kumlama işlemi, zirkonya yüzeyinde stres oluşturduğu ve *m* faz içeriğinde artışa neden olarak mekanik özelliklerini etkilediği bildirilmiştir.(137, 138) Bu durum zirkonyanın yapısında zayıflamaya ve zirkonyanın ömrünü azaltmaya neden olur. Ayrıca kumlama işlemi yüzeyin alümina partikülleri ile kirlenmesine neden olarak zirkonya ve porselenin ara yüzeyindeki bağlantıyı zayıflatır.(137)

Çalışmalarda 25 ile 250 μm arasında değişen boyutlarda Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.(14) Hang Wang ve ark.nın (138) çeşitli kumlama koşullarının zirkonya ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada 110 μm Al_2O_3 (0,2 MPa basınç, 20 sn) ile kumlama işleminin zirkonya bağlanma dayanımında en etkili parametre olduğu bildirilmiştir. Benzer şekilde bazı araştırmacılar da 110-120 μm Al_2O_3 partikülleri ile aşındırmanın zirkonya ile üstyapı porseleni/rezin siman bağlanma dayanımında zirkonyanın yapısını güçlendireceğini rapor etmişlerdir.(15, 88, 101) Komine ve ark.,(136) *TS-* ve *TS+*, asitlenen ve farklı basınçlar altında kumlama işlemi yapılan zirkonya örneklerinin indirekt kompozitlere bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, 0,1 MPa ve daha yüksek basınçtaki kumlama işleminin *TS-* ve *TS+* bağlanmayı güçlendirdiğini bulmuşlardır. Kern ve ark.,(140) zirkonya ile rezin siman arasındaki uzun dönemli bağlanma dayanımında 0,05 MPa basınç altında Al_2O_3 uygulamasının yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuçlara dayanarak çalışmamızda kumlama grubunda zirkonya örnekler üzerine 0,5 MPa basınç altında, 120 μm Al_2O_3 partikülleri ile 20 sn süre ile pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır.

Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirme sırasında zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilecek şekilde hasar gördüğü bildirilmiştir.(141) Bu sebeple farklı pürüzlendirme teknikleri araştırılmaya başlanmıştır.(4) Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için yakın zamanda geliştirilen bir başka yöntem, lazer enerjisi ile pürüzlendirme işlemidir. Lazer ışınlarının, materyallerin yüzeyinin pürüzlendirilmesi için nispeten güvenli ve kullanışlı bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Er:YAG (2940 nm), CO₂ (1060 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) gibi lazer cihazları birçok araştırmacı tarafından zirkonya yüzeyinde pürüzlü alanlar oluşturmak için kullanılmıştır.(16, 81, 114, 142, 143) Bu amaç için Er,Cr:YSGG (2780 nm), diğer bir etkili lazer sistemidir.(13, 15, 104, 109)

Eduardo ve ark.nın (109) yapmış oldukları bir çalışmada, 0,5-5 W aralığında Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının cam infiltre alümina bloklarına kompozit rezin bağlanmasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Ghasemi ve ark.nın (13) zirkonyaya farklı güçlerde Er,Cr:YSGG lazer uyguladıkları çalışmada SS 3 W, SÖ ise 2 W Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının, rezin siman ile istatistiksel olarak anlamlı bir bağlanma dayanımı oluşturmak için kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Kırmalı ve ark.nın (15) yaptıkları bir çalışmada da Er,Cr:YSGG lazer grupları (1-6 W) içerisinde en yüksek bağlanma değerleri 3-6 W arasındaki gruplarda görülmüştür. Başka bir çalışmalarında (144) SÖ zirkonya yüzeyine farklı güçlerde Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının üstyapı seramiği ile olan bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmışlar ve 6 W lazer uygulamasının en yüksek bağlanma değerini verdiğini bulmuşlardır. Akhavan ve ark., (16) farklı lazerlerin (CO₂ ve Er,Cr:YSGG) zirkonya-rezin siman arasındaki mikro makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında sadece Er,Cr:YSGG lazer 3 W grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede artan yüksek bağlanma kuvveti elde etmişlerdir. Ayrıca yine aynı çalışmada Er,Cr:YSGG lazer (2 W, 3 W; 50 Hz) uygulamasındaki 3 W 50 Hz Er,Cr:YSGG lazer bağlanma değerleri CO₂ lazer uygulanan gruptaki değerlerle benzer çıktığı rapor edilmiştir. Kırmalı ve ark.nın, (113) zirkonya yüzeyine kumlama ve farklı lazer sistemlerini uyguladıkları çalışmada, kumlama+Nd:YAG lazer uygulamasına kıyasla kumlama+Er,Cr:YSGG lazer (1,5 W, 20 Hz) uygulamasının kompozit rezinle olan bağlanmayı arttırdığı rapor edilmiştir. Yıldırım ve ark.nın (145) Er,Cr:YSGG lazerin farklı parametrelerinin (3 W, 6 W; 50 Hz, 35 Hz, 20 Hz) dentin ile self etch adeziv siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, hem 3 W

hem de 6 W uygulanan gruplarda 20 Hz frekansının en yüksek değerleri verdiği rapor edilmiştir. Literatürde, Er,Cr:YSGG lazerin farklı frekans parametrelerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin birlikte değerlendirildiği çalışma bulunmamaktadır. Bu sonuçlar doğrultusunda çalışmamızda *SÖ* ve *SS* zirkonya örnekler üzerine 3 W gücünde Er,Cr:YSGG lazerin farklı frekans parametreleri (8 Hz, 15 Hz, 20 Hz) kullanılarak yüzey işlemleri uygulanmıştır.

Zirkonya, *m*, *t* ve *k* faz olmak üzere üç farklı fazda bulunan polimorfik bir materyaldir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar *m* yapıda bulunur. 1170 ile 2370 °C arasında *t* ve 2370 °C üzerinde ve erime noktasına kadar *k* yapıda bulunur.(83, 84) Kumlama, sıcaklık düşüşü, darbe ve termal yaşlanma gibi dış stresler *t*→*m* faz dönüşümünü tetikleyebilir. Bu durum zirkonyada kompresif streslerin oluşumunu tetikleyen %3-4'lük hacim artışıyla sonuçlanır. Oluşan stresler çatlakların ilerlemesini durdurabilmektedir. Fakat bu faz dönüşümü kontrol altında tutulmazsa çatlaklar ilerleyerek kırık oluşumuna neden olabilmektedir.(12, 13, 146)

Son zamanlarda, *SS* yüzey işlemleri, zirkonya'ya zarar veren faz dönüşümünü arttırabileceğinden, yapılan çalışmalarda *SÖ* işlem daha fazla ilgi görmüştür.(15, 147-149) Moon ve ark. (146) ve Matinlinna ve ark. (114) kumlama işleminin zirkonyadaki *m* faz içeriğini arttırdığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca zirkonyaya *SÖ* yüzey işlemi uygulanıp ardından sinterlenmesi ile zirkonya yapısında *m* faz içeriğinin az, hatta sıfıra yakın olduğunu rapor etmişlerdir.(13, 146, 147) İlâveten, *SÖ* zirkonyanın sert olmayan tebeşire benzer formunun, yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü elde etmeyi kolaylaştırdığı da ifade edilmiştir.(13, 149) *SÖ* ve *SS* yüzey işlemleri uygulanan zirkonya-rezin siman bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda çelişkili sonuçların rapor edilmesi (13, 147, 148, 150) ve zirkonya-üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendiren sınırlı sayıda çalışma olması nedeniyle,(148) bu çalışmada zirkonya üzerine *SÖ* ve *SS* olmak üzere farklı yüzey işlemleri uygulanmıştır.

Ağız ortamında, restorasyonlar nem, mekanik ve termal yorgunluklara maruz kalır ve termal yorulmalar materyaller ile ara yüzlerde geçici deformasyonları ve internal stresleri tetikler.(17, 151) İn vitro çalışmalarda sıcaklık değişikliklerinin farklı materyaller arasındaki bağlantıya etkisini değerlendirmede termal siklus yaygın olarak kullanılmaktadır.(17, 151, 152) Ayrıca su varlığı seramiğin dayanımını ve kırığın

tipini kimyasal olarak etkileyebilmektedir.(17) Termal siklusun uygulandığı çalışmalarda genellikle 5-55  C sıcaklıklar kullanılmaktadır.(4, 19, 43, 62, 152) Keul ve ark.nın (151) termal siklus uygulamasının zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada (1500, 3.500, 6000, 24.000 ve 37.500 termal siklusa karşılık gelecek şekilde 1, 4, 9, 16 ve 25 gün suda bekletme) termal siklus uygulamasının suda bekletmeye göre daha etkili bir yöntem olduğu öne sürülmüştür. Blatz ve ark.nın (153) termal siklus işleminden sonra zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, tüm gruplara 12000 termal döngü uygulanmıştır. Kırmalı ve ark.,(149) farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada tüm örneklere 5000 termal döngü uygulamışlardır. Sadighpour ve ark.nın (19) zirkonya kronlar üzerine uygulanan farklı simanların bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada tüm gruplara 3000 termal döngü uygulanmıştır. Bu uygulamalar doğrultusunda alışmamızda *TS+* grubundaki örneklere 5000 termal döngü uygulanmıştır. Literatürde zirkonya-vener seramik/rezin siman bağlanmasını araştıran ve bağlanma testinden önce termal siklus uygulanmış veya uygulanmamış birçok çalışma mevcuttur.(4, 17-19) Ancak termal siklusun etkisini beraber değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu bağlamda bu çalışmada ağız içi ortamı taklit etmek ve sıcaklık değişiklikleri ile sulu ortamın zirkonya-seramik arasındaki bağlanma dayanımına etkisi termal siklus uygulanmayan gruplarla beraber karşılaştırılacaktır.

Üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya bağlanmasını değerlendirmede; makaslama bağlanma dayanımı,(149) 3 nokta-4 nokta bükülme dayanımı,(58, 154) mikro çekme bağlanma dayanımı,(155) biaksiyal bükülme dayanımı (83) ile bükülme ve kırılma sertliği testi (156) gibi birçok farklı test metodu kullanılmaktadır. Zirkonya ile üstyapı seramiği ara y zindeki bağlanma kuvvetinin doğru ölçümü oldukça karmaşıktır. Fakat makaslama bağlanma dayanımı testi, zirkonya altyapılı seramik sistemlere uygulanabilen yaygın bir test yöntemidir.(96)  nk  klinik olarak dişler ve restorasyonlar arasındaki bağlantının kopmasıyla ilgili streslerin çoğunu makaslama stresleri oluşturmaktadır (16) ve uygulanan kuvvetler bağlantı yüzeyine dik olduğu için bağlanan yüzeyin küçük kesit alanı, test okumalarını önemli derecede etkileyen yapısal kusurların bir araya getirilmesini ortadan kaldırır (92, 138). Ayrıca makaslama testi sırasında stresler esas olarak ara yüzeye iletilir ve ara yüzeydeki streslerin genel

olarak eşit dağılımını sağlar.(62) Bu avantajlarının yanı sıra testin hazırlığı ve uygulama prosedürü oldukça kolaydır ve hızlı sonuçlar verir.(96, 120) Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanmayı değerlendirmede makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etki etmeyeceği, termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımını düşürmeyeceği ve meydana gelen faz dönüşümünün bağlanma değerlerini etkilemeyeceği yönündedir.

Yang ve ark.,(157) farklı yüzey işlemlerinin (kontrol, 0,05 MPa-110 µm, 0,25 MPa-110 µm kumlama) zirkonya-kompozit rezin bağlanmasını değerlendirdikleri çalışmada, kumlama gruplarındaki bağlanma değerlerinin kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca alınan SEM görüntülerinde, yüksek basınç altında uygulanan kumlama işleminin, düşük basınç uygulamasına göre daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğu rapor edilmiştir. Kim ve ark.,(158) kontrol, kumlama (110 µm Al₂O₃), liner ve kumlama+liner yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı porseleni arasındaki bağlanmaya etkisini araştırdıkları çalışmada, en yüksek bağlanma değerlerinin kumlama grubunda olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmaların aksine, Saka ve ark.,(96) SS farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, liner, kumlama+liner) zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, yüzeyde oluşan pürüzlü alanların bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Elsaka ve ark.'nın (131) SS farklı zirkonya altyapılar üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (hot etching, kumlama) üstyapı seramiğine olan bağlanmaya etkisini değerlendirdikleri çalışmada, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında kumlama işleminin bağlanmada anlamlı bir artışa neden olmadığını rapor etmişlerdir. Kumlama örneklerinden alınan SEM ve AFM görüntülerinde Al₂O₃ partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla oluşan girinti ve çıkıntılar net bir şekilde gözlemlenmiştir. Fischer ve ark.nın (102, 159) yaptıkları çalışmalarda kumlama (110 µm) ve silika kaplama uygulanan gruplar kontrol grubuyla kıyaslandığında SEM görüntülerinde herhangi bir farklılık gözlemlenmediklerini, ayrıca üstyapı seramiğinin fırınlanması sırasında kimyasal bağlanmanın majör bağlanma faktörü olduğunu ve yüzey işlemlerinin bağlanmayı artırmak için gerekli

olmadığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde bu çalışmada *SÖ* ve *SS* uygulanan kumlama gruplarında zirkonya-üstyapı porseleni arasındaki bağlanmada istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Bu sonuçlara göre zirkonya ile üstyapı seramiği arasında mekanik faktörlerin yanı sıra kimyasal bağlanmanın da etkili olduğu düşünülebilir ve bu durum ayrı bir çalışma konusu olabilir. Yapılan çalışmalarda, kumlamanın bağlanma dayanımını arttırmamasının nedenleri arasında Al_2O_3 partiküllerinin zirkonya alt tabakalarına penetre olarak olası kirlenmeye neden olması da gösterilmiştir.(137, 147) Ayrıca kumlamanın fonksiyonel kuvveti azaltacak mikro kırıklara neden olup erken ve yıkıcı kırıklara yol açtığı bildirilmiştir.(11, 137) Monaco ve ark.nın (147) *SÖ* ve *SS* uygulanan yüzey işlemlerinin (50, 110 μm kumlama, silika) zirkonyanın yapısına etkilerini araştırdıkları çalışmada *SÖ* yüzey işlemi uygulamasının, *SS* işlem uygulanmasına göre daha pürüzlü yüzey elde edilmesini sağlayabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca yine aynı çalışmanın XRD analizi sonucunda, *SS* uygulanan işlemlerin yaklaşık %14 *m* faz dönüşümüne neden olduğu, *SÖ* yüzey işlemi uygulanan örneklerde ise sinterlemeden sonra bu oranın oldukça düştüğü görülmüştür. Kumlama örneğinden alınan SEM görüntülerinde, pürüzlendirmeden sonra yüzeyde oluşan mikro çatlaklar ve küçük alümina partikülleri gözlenmiştir. Ayrıca meydana gelen çatlakların stres alanları oluşturarak faz dönüşümüne neden olduğu bildirilmiştir. Başka bir çalışmada (101) farklı yüzey işlemlerinin (silika, kumlama) *SÖ* ve *SS* zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada *SÖ* kumlama ile *SS* kumlama arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Fazi ve ark.nın (148) *SÖ* ve *SS* zirkonya örneklerine uygulanan kumlama (120 μm) işleminin rezin kompozite bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada *SÖ* yapılan yüzey işlemleri (kumlama) ile *SS* yüzey işlemleri arasında meydana gelen bağlanma değerleri farklılığının istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Moon ve ark.,(146) *SÖ* ve *SS* kumlamanın zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada, *SÖ* kumlamanın, *SS* kumlamaya göre makaslama bağlanma dayanımını arttırdığını, fakat bu artışın istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmada ayrıca, *SÖ* yüzey işlemi uygulanan grupta XRD analizinden sonra *m* faz oranı yaklaşık %18 çıkarken, *SS* yüzey işlemi uygulanan grupta bu oran daha düşük çıkmıştır. Ayrıca, yüzey işleminden sonra sinterlemenin bu oranı, *SS* gruba göre daha düşük çıkmasını sağladığı bildirilmiştir. Min He ve ark.,(137) kumlamanın zirkonya yüzeyindeki

pürüzlülüğe ve üstyapı seramiği ile olan bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada, *SÖ* kumlama uygulanan grupta, *SS* işlem uygulanan gruba göre 3 kat daha fazla pürüzlülük elde edilmesine rağmen, makaslama bağlanma dayanımında anlamlı bir etkinin elde edilmediğini ve bu sonucun pürüzlülük ve bağlanma kuvveti arasında lineer bir ilişki olmamasından kaynaklı olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca XRD analizinde, *SS* işlem uygulanan gruplarda *m* faz gözlenirken, *SÖ* işlem uygulanan grupta sinterlemeden sonra *m* fazın görülmediği rapor edilmiştir. Kırmalı ve ark.na (149) benzer şekilde zirkonya yüzey pürüzlülük değerleri ile zirkonya-rezin siman bağlanma dayanımını değerleri arasında bir korelasyonun olmadığını bildirmişleridir. Casucci ve ark.,(160) *SS* farklı yüzey işlemleri uyguladıkları zirkonya yüzeyinde meydana gelen değişimleri SEM ve AFM ile inceledikleri çalışmalarında, kumlama uygulanan gruptaki örneklerin yüzeylerinde zirkonya yüzeyinin sertliğinden kaynaklı olarak pürüzlü alanların oldukça az oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda benzer şekilde kumlama grupları ile kontrol grupları karşılaştırıldığında zirkonya-üst yapı seramiği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. İlaveten her ne kadar SEM ve AFM görüntülerinde pürüzlü alanlar izlenmiş olsa da yüzey pürüzlülük ortalama değerleri hesaplanmadığı için, Min He ve ark. (137) ve Kırmalı ve ark. (149) sonuçlarına benzer şekilde yüzey pürüzlülük değerleri ile bağlanma değerleri arasında bir korelasyonun olmadığı düşünülmektedir.

Kursuoğlu ve ark.nın (161) HF asit ve Er,Cr:YSGG lazer (1,5, 2,5 ve 6 W; 60 sn) uygulamasının seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada, 1,5 ve 2,5 W Er,Cr:YSGG lazer gruplarında kontrol grubuyla kıyaslandığında bağlanmada istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görülürken, 6 W grubunda istatistiksel olarak bir fark bulmadıklarını ifade etmişlerdir. Ayrıca alınan SEM görüntülerinde 6 W lazer grubunda pürüzlü alanlar diğer gruplardan daha fazla gözlenirse de, yüzeyde yüksek güçte lazerin neden olduğu hasarlı alanların oluştuğunu bildirmişlerdir. Cavalcanti ve ark.,(162) farklı yüzey işlemlerinin (kontrol kumlama ve 200, 400, 600 mJ Er:YAG lazer) zirkonyanın yüzey pürüzlülüğüne ve morfolojisine etkilerini değerlendirdikleri çalışmada yüksek enerjili lazer uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, fakat aynı zamanda yüzeyde kristalin yapının bozulması ve su soğutmasına rağmen aşırı ısı artışının SEM görüntülerinde de izlenebilen karbonize alanları meydana getirmesi gibi ciddi değişikliklere neden olduğunu, bu durumun da

bağlanmayı olumsuz etkileyeceğini savunmuşlardır. Akın ve ark., (143) farklı lazerlerin (CO₂, Er:YAG, Nd:YAG) zirkonya-rezin siman bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında lazer grupları ile kontrol grubu arasında anlamlı bir farkın olduğunu (CO₂ grubu hariç) rapor etmişlerdir. Er:YAG lazer ile zirkonya yüzeyinde pürüzlü alanların oluştuğunu ve bundan dolayı bağlanma değerlerinin arttığını öngörmüşlerdir. Ayrıca lazer gruplarında kopma tiplerini değerlendirdiklerinde en fazla adeziv tip kopmanın görüldüğünü de bildirmişlerdir. Kırmalı ve ark.,(15) farklı güçlerdeki Er,Cr:YSGG lazerin (1-6 W, 20 Hz) zirkonya-üstyapı seramiği bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada 3-6 W gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artışın olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca SÖ ve SS uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonya yüzey pürüzlülüğüne ve morfolojisine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarda,(14, 15) farklı güçlerdeki Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının yüzey pürüzlülük değerlerini artırdığını bildirmişlerdir. Diğer bir çalışmalarında (144) Er,Cr:YSGG lazerin benzer parametrelerini SÖ zirkonya örnekler üzerine uygulayıp üstyapı porseleni bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler, 6 W lazer uygulanan grupta bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlenirken 3 W lazer grubu ile kumlama grubu arasında anlamlı bir farklılık görülmediği bildirmişlerdir. Alınan SEM görüntülerinde SÖ yüzey işlemi uygulanan örneğin sinterlemeden sonraki görüntüsünde daha sıkı pürüzlü alanların meydana geldiği rapor edilmiştir. Çalışmada ayrıca kopma sonuçlarımızla benzer şekilde koheziv ve karışık kopma tiplerine göre adeziv kopmanın daha fazla görüldüğü bildirilmiştir.

Ghasemi ve ark.,(13) SÖ ve SS Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının (2-3 W, 50 Hz) , zirkonya ile rezin siman arasındaki mikro makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada alınan SEM görüntülerinde SÖ gruptaki pürüzlü alanlar SS gruba göre daha fazla olmasına rağmen, bağlanmada anlamlı bir etkisinin olmadığını bildirmişler, bu sonucun oluşan düzensizliklerin, bağlanma gücünü arttırmak için yeterli yüzey pürüzlülüğü oluşturmadığı gerçeğinden kaynaklanabileceğini rapor etmişlerdir. Gruplardaki kopma tipleri incelendiğinde hem SÖ hem de SS'da daha çok adeziv kopma tipinin görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda da Ghasemi'nin çalışmasıyla benzer şekilde alınan SEM ve AFM görüntülerinde SÖ örneklerin yüzeylerinde daha pürüzlü alanlar izlense de, bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Üşümez ve ark.nın (80) SS zirkonya örneklerine farklı yüzey işlemi uygulamasının (kontrol, kumlama, 180 μ s ve 360 μ s Nd:YAG lazer) rezin simanla olan bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, lazer uygulamasının kumlama işlemine kıyasla yüzey pürüzlülüğünü ve makaslama bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Çalışmada ayrıca en fazla m faz dönüşüm miktarı lazer grubunda görülürken (%26,5 ve %30,5, sırasıyla), bu değerleri kumlama grubu (%16,2) takip etmiştir. Çalışmamızın sonuçlarında ise hem $S\ddot{O}$ hem de SS en yüksek faz dönüşüm miktarı kumlama grubunda (%26,33 ve %24,42, sırasıyla) görülmüştür. Sonuçlarımızdaki faz dönüşüm değerlerinin bu çalışmadaki faz dönüşüm değerleriyle farklı çıkmasının sebebi, kullanılan lazer türünün ve kumlama basıncı ile uygulama sürelerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Matinlinna ve ark.,(114) SS zirkonyaya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (kontrol, kumlama, kumlama+ısıtma işlemi, CO₂ lazer) üstyapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde lazer uygulamasının kumlamaya göre bağlanma dayanımını arttırdığını, fakat aralarında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmada ayrıca en fazla m faz dönüşümü kumlama grubunda görülürken, lazer grubundaki değerler kontrol grubuna benzer çıkmıştır. Ayrıca, kumlamadan sonra ısıtma işlemi uygulamasının $m \rightarrow t$ dönüşümünü tetiklediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da $S\ddot{O}$ zirkonya üzerine uygulanan yüzey işlemleri sonrası yapılan sinterizasyon işlemi t faz içeriğinin artışına neden olmuştur.

Akhavan Zanjani ve ark.nın (16) farklı yüzey işlemlerinin (kumlama, CO₂ ve Er,Cr:YSGG lazer) zirkonya ile rezin siman arasındaki mikro makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada kumlamanın Er,Cr:YSGG lazer (2 W, 3 W; 50 Hz) uygulamasına göre bağlanmayı daha çok arttırdığı bildirilmiştir. Bu sonuçların aksine çalışmamızda Er,Cr:YSGG lazer uygulaması bağlanma dayanımını kumlama grubuna göre daha çok arttırmıştır. Bu çalışmada lazer parametresi olarak 3 W / 8, 15 ve 20 Hz dalga boyu kullanılmış, daha düşük dalga boylarında zirkonya yüzeyinde daha az ısı artışı ile yüzeye zarar vermeden pürüzlülük elde edilmesi amaçlanmıştır. Yüksek enerji düzeyinin zirkonyanın yapısına zarar verdiği önceki çalışmaların sonuçları ile bildirilmiştir.(143, 162) Bu amaçla bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin 3 farklı düşük dalga boyu değerlendirilmiştir. Bu yüzden

çalışmamızın sonuçları Akhavan Zanjani ve ark.nın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Ayrıca sonuçların farklı çıkmasının diğer bir sebebi ise çalışmamızda zirkonya ile porselen arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilirken, araştırmacılar zirkonya-rezin siman arasındaki mikro makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmiş olmalarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisi Üşümez ve ark.,(80) Kırmalı ve ark.,(144) Matinnlina ve ark.,(114) Kırmalı ve ark.nın (113) çalışmalarını destekler niteliktedir. Çalışmanın sonucunda, *TS- SÖ* ($p=0,45$) ve *SS* ($p=0,70$) gruplar ile *TS+ SÖ* ($p=0,16$) ve *SS* ($p=0,15$) gruplarda uygulanan yüzey işlemlerinin (kumlama, lazer 8 Hz, 15 Hz, 20 Hz) zirkonya-üstyapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildiğinde *TS- SÖ* ve *SS* gruplarında zirkonya-üstyapı bağlanma değerlerinde artış bulunmuş, fakat istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. En düşük bağlanma dayanımı değerleri genel olarak kontrol gruplarında çıkarken (*TS- SS* grupta en düşük değer kumlama grubunda), özellikle 20 Hz lazer uygulamalarında en yüksek bağlanma dayanımı değerleri (*TS+ SÖ* en yüksek değer kumlama grubunda) görülmüştür.

AFM ve SEM yüzey detaylarını elde etmek için sıklıkla kullanılır.(15, 88, 131, 144, 163) Bu teknikler yüksek çözünürlük ve detaylı yüzey bilgisi vermeleri gibi avantajlara sahip olduğu için çalışmada farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyanın morfolojik değişikliklerini ve pürüzlülüklerini değerlendirmek için AFM ve SEM analizleri uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanmayı mekanik olarak olumlu bir şekilde etkilese de, aşırı pürüzlü yüzey, gerilme konsantrasyonuna yol açabilir; bu durum da, zirkonya ile porselen arasındaki arayüz bağlantısını zayıflatabilir.(137) Guess ve ark.,(62) zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanmayı etkileyen birçok faktörün (zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki termal genişleme katsayısı farkı, zirkonya-seramik arasındaki bağlanma şekli, seramiği soğutma hızı ve restorasyonun geometrisi gibi) olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Kim ve ark.,(158) zirkonya ve seramik arasındaki bağlanmanın sadece uygulanan yüzey işlemlerinden değil, aynı zamanda üstyapı seramiğindeki sıkıştırma

stresin derecesi, ıslatma özellikleri, liner uygulaması ve ara yüzeydeki defektlerin tipi ve miktarı gibi farklı faktörlerden de etkilendiğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda alınan SEM görüntülerine göre, *SÖ* yüzey işlemi uygulanan gruplarda *SS* gruplara göre daha pürüzlü yüzeylerin olduğu görülmüştür. Kumlama örneğinin SEM görüntüsünde bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebilecek mikro çatlakların olduğu gözlenmiştir. Alınan AFM görüntülerine göre ise, kontrol örneğinde yüzeyin hafif pürüzlü olduğu görülmüştür. Kumlama örneğinde kontrol örneğine göre daha pürüzlü bir yüzeyin olduğu ve farklı büyüklükte tepelerin yerleşmiş olduğu gözlenmiştir. *SÖ* ve *SS* lazer uygulanan örneklerde ise kumlama grubuna göre daha pürüzlü bir yüzeyin olduğu ve farklı büyüklükte tepelerin ve vadilerin özellikle 20 Hz örneklerinde daha sık olmak üzere meydana geldiği gözlemlenmiştir. Ayrıca *SÖ* uygulanan yüzey işlemlerinde meydana gelen pürüzlü alanların sinterleme işleminden sonra da izlenmeye devam ettiği, *SS* yüzey işlemi uygulanan örneklerde ise oluşan çukurların *SÖ* örneklere göre daha sığ olduğu görülmüştür. Bu durum *SÖ* zirkonya yüzeyi daha yumuşak olduğu için uygulanan işlemlerin daha derin çukurlara neden olmasından kaynaklı olabilir. SEM ve AFM görüntüleri incelendiğinde *SÖ* gruplardaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin *SS* gruplara göre daha fazla olması sonucu ile paralellik gösterdiği ve yapılan işlemlerin yüzeyde pürüzlü alanları arttırdığı görülmüştür. Ancak, artan pürüzlü alanların bağlanmayı anlamlı derecede arttıracığı düşünülürken bağlanma üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi görülmemiştir. Bu sonuçlar pürüzlülük miktarı ve bağlanma dayanımı arasında lineer bir ilişkinin olmamasından ve aşırı pürüzlü yüzeyin gerilim konsantrasyonuna yol açarak porselen ve zirkonya ara yüzeyindeki bağlantıyı zayıflatmasından kaynaklı olabilir. Ayrıca pürüzlü alanların zirkonya ve üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımını tek başına etkilemeyeceği bu analiz bulguları sonucunda tekrar anlaşılmıştır.(15, 164)

Çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve karışık kopma (hem adeziv hem koheziv kopma) olmak üzere sınıflandırılmıştır.(137, 149, 153, 165) Çalışmamızda da sınıflandırma benzer şekilde yapılmıştır.

Blatz ve ark.,(153) termal siklus uygulamasının zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, *TS*-örneklerde SE-REL (%9 adeziv, %91 koheziv) grubu dışında SE-PAN ((%91 adeziv,

%9 koheziv) ve NO-PAN (%86,5 adeziv, %13,5 koheziv) gruplarında çoğunlukla adeziv tip kopma görülürken, *TS+* örneklerin hepsinde kopma tipinin adeziv olduğunu rapor etmişlerdir. Akyıl ve ark.,(166) zirkonya örneklerine kumlama, silika kaplama, CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmada tüm gruplarda sadece adeziv tipi kopmanın görüldüğünü bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, gruplardaki örneklerin hiçbirinde koheziv kopma görülmemiştir. *TS+* örneklerin çoğunda adeziv tip kopma (%98 adeziv, %2 karışık) gözlenirken, *SS* örneklerdeki karışık kopma tipi, *SÖ* örneklerden daha az gözlenmiştir. *TS+* örneklerdeki adeziv kopma tipinin *TS-* örneklere göre fazla olması bize termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımını düşürdüğünü göstermektedir. Ayrıca *SÖ* örneklerde karışık kopma tipinin *SS* işlem uygulanan örneklere göre daha fazla görülmesi, bağlanma dayanımının *SÖ* örneklerde daha fazla olduğunu gösterir.(143) Dolayısıyla kopma yüzeylerinin sonuçları ile makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçları birbirleri ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda daha çok adeziv kopma tipinin görülmesinin nedeni porselenin tabakalama tekniği ile uygulanmasından kaynaklı olabilir. Çünkü tabakalama ve presleme tekniğinin karşılaştırıldığı çalışmalarda tabakalama yönteminde daha çok adeziv tipi kopma görülürken, presleme tekniğinde koheziv kopma tipinin çoğunlukta olduğu rapor edilmiştir.(120, 155)

Zirkonyanın metastabil yapısından dolayı, kumlama, darbe, sıcaklık değişimi gibi dış stresler, faz dönüşümünü tetikleyebilmektedir. Uygulanan işlemlerin zirkonyanın dayanımı üzerindeki etkisi $t \rightarrow m$ faz dönüşüm miktarına ve metastabilitesine, işlemlerin şiddeti ve miktarına, kullanılan partiküllerin boyutuna, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne, yeterli soğutma kullanılıp kullanılmamasına bağlıdır.(83, 84, 147)

Zirkonyanın yüzeyine uygulanan işlemlerin faz dönüşümüne olan etkisini değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır.(80, 83, 131, 137, 147, 150) Bazı yazarlar meydana gelen $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün hacim artışıyla beraber çatlak uçlarında sıkışma tarzı streslere neden olarak zirkonyanın yapısını güçlendirdiğini, fakat bu artışın kontrol altında tutulmazsa ileri derecede kırıklara neden olduğunu savunurken,(83, 147, 150, 153) bazıları da ısı uygulamasıyla meydana gelen $m \rightarrow t$ faz dönüşümünün yüzeyde sıkıştırıcı stresleri azaltarak zirkonyanın yapısını zayıflatabileceğini bildirmişlerdir.(12) Ayrıca bazı araştırmacılar m fazdaki

zirkonyanın (7.5 ppm/K) termal genleşme katsayısının t faz zirkonyadan (10.8 ppm/K) daha düşük olduğunu, bu durumun da üstyapı porseleninde kopmalara neden olabileceğini savunmuşlardır.(131)

Yapılan çalışmalarda yüzey işlemlerinden sonra uygulanan sinterleme işleminin zirkonya yapısında ters faz dönüşümünü tetiklediği ($m \rightarrow t$ faz dönüşümü) tespit edilmiştir.(4, 137, 147, 150) Abi-Rached ve ark.nın (150) yaptıkları bir çalışmada $S\bar{O}$ yüzey işlemi yapıp ardından sinterlenen örneklerdeki m faz miktarı, SS işlem uygulanan örneklere göre daha düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda her gruptan rastgele alınan birer örneğe XRD analizi yapıldı ve hem $S\bar{O}$, hem de SS en yüksek faz dönüşüm oranı kuşlama örneğinde görüldü. Meydana gelen faz dönüşümünün zirkonya yapısını zayıflatarak, seramik ile bağlanmayı olumsuz etkilediğini bildiren diğer çalışmalarla (146, 167) benzer şekilde, çalışmamızda da SS örneklerde m faz dönüşümünün $S\bar{O}$ işlem uygulanıp ardından sinterlenen örneklere göre daha fazla görülmesi ve $S\bar{O}$ bağlanma dayanımı değerlerinin SS gruplardan daha yüksek olması ile uyumludur. Ayrıca önceki çalışmalarla (114, 147, 150) benzer şekilde çalışmamızda da sinterizasyon işleminin, m faz oranını belirgin bir şekilde düşürdüğü görülmüştür.

Vidotti ve ark.nın (17) termal ve mekanik siklus ile veneerleme yönteminin zirkonya-seramik arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada termal ve mekanik siklus uygulamasının arayüz bağlantısında önemli bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Özcan ve ark.nın (168) In-Ceram zirkonya ve rezin siman arasındaki mikro çekme bağlanmaya termal siklusun etkisini değerlendirdikleri çalışmada 150 gün suda bekletmeye ek 12000 devir termal siklus uygulamasının rezin-siman arasındaki bağlanmayı düşürdüğü görülmüştür.

Passia ve ark.nın (18) zirkonya ile farklı adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, $TS-$ gruba kıyasla $TS+$ grupta (37.500 termal döngü), çekme bağlanma dayanımında anlamlı derecede düşüş bildirilmiştir. Ashkanani ve ark.nın (169) zirkonya ve metale porselenin bükülme ve makaslama kuvvetinin etkisini değerlendirdikleri çalışmada zirkonyaya 5000 termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımını bir miktar azalttığı, fakat bu azalmanın anlamlı bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir.

Guess ve ark.nın (62) farklı zirkonya altyapılar ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına termal siklusun etkisini değerlendirdikleri çalışmada, tüm gruplarda *TS+* örneklerle *TS-* örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Kasraei ve ark.nın (81) CO₂ ve Nd:YAG lazer uygulamasının zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada da termal siklus ve 6 ay suda bekletmeden sonra gruplarda bağlanma değerleri anlamlı bir şekilde azalmıştır. Bizim çalışmamızda da *TS+* örneklerde bağlanmanın düşmesine rağmen *SÖ* 20 Hz grubu dışında anlamlı bir fark görülmezken bahsedilen çalışmadaki farkın nedeni, farklı lazer sistemlerinin kullanılması, ayrıca çalışmamızda zirkonya-seramik bağlanması değerlendirilirken bahsedilen çalışmada zirkonya-rezin siman arasındaki bağlanmaya bakılması ve örnekleri termal siklusa ek 6 ay suda bekletmeleri olabilir.

Sunulan çalışmada, ağız içi koşullara benzerlik sağlamak ve zaman içerisinde restorasyonun bağlanma dayanımındaki farklılığın değerlendirilebilmesi için, örnek grubunun yarısına 5.000 termal siklus uygulandı. *TS-* grupların bağlanma dayanımı değerleri, *TS+* grupların bağlanma dayanımı değerlerine göre daha yüksek ölçüldü. Bu sonuçlara göre termal siklus uygulamasının, bağlanma dayanımını bir miktar düşürdüğü tespit edilmiş ancak bu düşüş *SÖ* 20 Hz grubu dışında ($p=0,02$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmada uygulanan 5000 termal siklus 6 aya tekabül etmektedir. Termal siklus süresini arttırmak ve termal siklusun yanında mekanik siklus da uygulamak daha doğru sonuçlar almada etkili olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in-vitro çalışma ile aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Zirkonyaya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin üstyapı seramiği ile arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görüldü.
2. *SÖ* yüzey işlemi uygulanan örneklerde, *SS* uygulamaya göre daha yüksek zirkonya-üstyapı porselen bağlanma dayanımı değerleri bulundu. Fakat istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi.
3. *TS+*, *SÖ* 20 Hz grubunda bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürürken ($p<0,02$), diğer gruplarda da genel olarak bağlanmayı düşürdüğü fakat anlamlı bir fark oluşturmadığı görüldü.
4. SEM ve AFM görüntülerinde *SÖ* yüzey işlemi uygulanan örneklerde, *SS* yüzey işlemi uygulanan örneklere göre daha pürüzlü alanlar gözlemlendi. *SÖ* yüzey işlemi uygulanıp ardından sinterlenen örneklerde daha sıkı bir yapıda pürüzlü alanlar izlenmeye devam etti. Ayrıca kuşlama örneklerinde bağlanmayı olumsuz etkileyebilecek mikro çatlaklar izlenirken, lazer örneklerinde bağlanmayı arttıran belirgin girinti ve çıkıntılar net bir şekilde izlendi.
5. *SÖ* ve *SS* farklı yüzey işlemleri uygulaması zirkonyada $t \rightarrow m$ faz artışına neden olurken, sinterlemeden sonra m faz değerlerinde azalma olduğu görüldü.
6. *TS-* örneklerde adeziv ve karışık kopma tipi görülürken *TS+* örneklerin neredeyse hepsinde adeziv tip kopma (%98 adeziv, %2 karışık kopma) görüldü.

Bu çalışmanın sınırlamaları, örneklerin şekil ve boyutlarının klinik uygulamalarla benzer olmamasıdır. Örneklerin klinik kron anatomisine benzer hazırlanması sonuçların da gerçeğe yakın çıkmasında etkili olabilir. Fakat örnek boyutlarının birbirleriyle benzer hazırlanmasının zorluğu ve bu nedenle tekrarlanabilir sonuç elde edilememesinden dolayı örnekler geometrik şekilde hazırlanmıştır. Ayrıca, bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde sadece makaslama bağlanma dayanımı testinin kullanılmış olmasıdır. Fakat restorasyonlar ağız içinde makaslama kuvveti dışında birçok kuvvete maruz kalırlar. İlaveten termal siklus süresini uzatmak ve termal siklusa ek mekanik siklus uygulaması da ağız içine benzer koşulları sağlayarak doğru

sonuçlar elde edilmesinde etkili olabilir. Diğer bir sınırlama da, porselenin tabakalama tekniği ile uygulanmasının teknik hassasiyet gerektirmesi ve uygulamanın ortam şartlarından etkilenmesidir. Her ne kadar yüzey işlemlerinin uygulaması aynı kişi tarafından yapılsa da, standardizasyonu sağlama güçlüğü çalışmadaki diğer bir sınırlamadır.

Yapılan çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımına etki etmeyeceği hipotezi kabul edilmiştir. Termal siklus uygulamasının bağlanma dayanımını düşürmeyeceği hipotezi kısmen kabul edilmiştir. *SÖ* 20 Hz lazer grubunda termal siklus uygulaması bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürürken diğer gruplarda istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Meydana gelen faz dönüşümünün bağlanma değerlerini etkilemeyeceği hipotezi ise kabul edilmiştir.

Bu sonuçlara ve sınırlamalara göre zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımının geliştirilmesi ve klinik olarak uzun dönemli restorasyonların elde edilebilmesi için daha ileri invitro ve invivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(5):479-88.
2. Zaher AM, Hochstedler JL, Rueggeberg FA, Kee EL. Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(2):221-7.
3. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(3):242-51.
4. Hallmann L, Ulmer P, Lehmann F, Wille S, Polonskyi O, Johannes M, et al. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(5):631-9.
5. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(11):841-7.
6. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(5):449-56.
7. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(3):180-7.
8. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*. 2006;37(9):685-93.
9. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(4):237-44.

10. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.
11. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*. 2004;71(2):381-6.
12. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*. 2005;33(1):9-18.
13. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, et al. Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2014;16(4):377-82.
14. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A. Surface roughness and morphologic changes of zirconia: effect of different surface treatment. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2015;18(1):124-9.
15. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2015;33(1):15-21.
16. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2015;6(4):294-300.
17. Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, De Almeida AL, Do Valle AL. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *Journal of Dentistry*. 2013;41(4):307-12.
18. Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M. Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;62:268-74.
19. Sadighpour L, Fazel A, Geramipannah F, Allahdadi M. Effect of Resin Cement Mixing Method on the Retention Strength of a CAD/CAM Zirconia Crowns. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(Suppl 1):31-6.

20. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1997;128(3):297-307.
21. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*: Wiley; 2009.
22. Sanjay Madhavan DA. Methods of strengthening ceramics. *J Pharm Sci & Res*. 2015;7(10):873-7.
23. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an Official Publication of the American Association of Oral Biologists*. 1996;7(2):134-43.
24. G I, A S. Evolution of dental ceramic from the platinum foil to CAD-CAM technologies: review. *Int J Dentistry Oral Sci*. 2015:12-20.
25. Santander SA, Vargas AP, Escobar JS, Monteiro FJ, Tamayo LFR. Ceramics for dental restorations-an introduction. *SciELO - Scientific Electronic Library Online*. 2010:26-36.
26. Anusavice KJ. *Phillips's Science of Dental Materials*. 11. ed. Anusavice KJ, editor: Linda L. Duncan; 2003.
27. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I: an overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*. 2015;3(1):13-8.
28. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*: Quintessence Publishing Company; 1997.
29. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(4):208-16.
30. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed: Quintessence Publishing Co, Inc; 2003.
31. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13. ed. Powers JM, editor: Elsevier; 2012.
32. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.
33. Pazin MC, Moraes RR, Goncalves LS, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *Journal of Oral Science*. 2008;50(2):131-6.

34. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2002;68(4):233-7.
35. Studer S, Lehner C, Brodbeck U, Scharer P. Six-year results of leucite-reinforced glass ceramic crowns. *Acta Med Dent Helv*. 1998;3:218–25.
36. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Operative Dentistry*. 2000;25(6):459-65.
37. Neis CA, Albuquerque NL, Albuquerque Ide S, Gomes EA, Souza-Filho CB, Feitosa VP, et al. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26(2):152-5.
38. Karaagaciloglu L, Yilmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Operative Dentistry*. 2008;33(4):386-91.
39. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):557-62.
40. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2010;31(9):716-20, 22, 24-5.
41. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(7):655-62.
42. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137 Suppl:14s-21s.
43. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative Dentistry*. 2013;38(2):208-17.
44. Brum R, Mazur R, Almeida J, Borges G, Caldas D. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. *Operative Dentistry*. 2011;36(5):478-85.

45. Sundfeld D, Correr-Sobrinho L, Pini NI, Costa AR, Sundfeld RH, Pfeifer CS, et al. The effect of hydrofluoric Acid concentration and heat on the bonding to lithium Disilicate glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*. 2016;27(6):727-33.
46. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review: materials (basel). 2010 Jan;3(1):351-68. doi:10.3390/ma3010351.
47. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2002;23(10):911-6, 8, 20 passim; quiz 24.
48. Venturini AB, Prochnow C, May LG, Bottino MC, Felipe Valandro L. Influence of hydrofluoric acid concentration on the flexural strength of a feldspathic ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015;48:241-8.
49. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
50. Yavuzylmaz H, Turhan B, Baybek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri 2. *GÜ DisHek Fak Derg*. 2005;22:49-60.
51. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56 Suppl 1:84-96.
52. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(7):682-8.
53. Barabde AS, Adwani DG, Thakare A, Bhagat A, Wasu P. A digital revolution in ceramics. *Heal Talk*. 2013;05(04):25-7.
54. Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram zirconia ceramic by Nd:YAG laser, rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2008;26(3):203-8.
55. Van Der Zel JM, Vlaar S, De Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(3):261-7.
56. Begazo CC, De Boer HD, Kleverlaan CJ, Van Waas MA, Feilzer AJ. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced

glass ceramic core material. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(10):901-7.

57. Denissen H, Dozic A, Van Der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84(5):506-13.

58. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;94(2):125-31.

59. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;76(2):140-4.

60. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2005;14(1):39-45.

61. Barnfather KDP, Brunton PA. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British Dental Journal*. 2007;202:731-5.

62. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(11):1556-67.

63. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*. 2011;90(8):937-52.

64. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2006;33(2):117-24.

65. Kreulen CM, Moscovich H, Dansen KA, Creugers NH. Time-and-motion study on class II copy-milled ceramic inlays. *Journal of Dentistry*. 2000;28(6):429-36.

66. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *The International Journal of Prosthodontics*. 2008;21(1):53-9.

67. Zimmer S, Gohlich O, Ruttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel CR. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative Dentistry*. 2008;33(5):484-7.
68. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137 Suppl:7s-13s.
69. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
70. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(3):248-55.
71. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *International Dental Journal*. 1997;47(5):247-58.
72. Kirmali O. REVIEW Dental ceramics used in dentistry. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2012;17(3):316-24.
73. Buchi DL, Ebler S, Hammerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*. 2014;45(10):837-46.
74. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*. 2009;88(2):519-29.
75. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
76. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. 2007;35(11):819-26.
77. Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin SM, Onesto EJ. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1975;9(4):257-62.
78. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*. 1998;19(16):1489-94.
79. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength

and surface structure. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(8):590-5.

80. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in Medical Science*. 2013;28(1):259-66.

81. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A. Effect of CO2 and Nd:YAG Lasers on shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2015;12(9):686-94.

82. Kirmali O, Akin H, Kapdan A. Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(6):432-9.

83. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*. 2009;91(2):930-7.

84. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.

85. Cengiz D. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Konya: Selçuk Üniversitesi; 2013.

86. Butler EP. Transformation-toughened zirconia ceramics. *Materials Science and Technology* 1985;1(6):417-32.

87. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000;83(3):461-87.

88. Subasi MG, Inan O. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers in Medical Science*. 2012;27(4):735-42.

89. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204(9):505-11.

90. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009;28(1):44-56.

91. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2008;22(1):530-5.

92. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2011;3(4):221-8.
93. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(6):493-502.
94. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):83-96.
95. Porojan L, Topala F, Porojan S, Savencu C. Effect of frame design and veneering material on biomechanical behavior of zirconia dental crowns veneered with overpressing ceramics. *Dental Materials Journal*. 2017;36(3):275-81.
96. Saka M, Yuzugullu B. Bond strength of veneer ceramic and zirconia cores with different surface modifications after microwave sintering. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(4):485-93.
97. Mijoska A, Popovska M. Evaluation of zirconia bonding to veneering porcelain. *Macedonian Pharmaceutical Bulletin*. 2014;60(2):51-6.
98. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(3):194-202.
99. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*. 2013;57(4):236-61.
100. Shimoe S, Tanoue N, Kusano K, Okazaki M, Satoda T. Influence of air-abrasion and subsequent heat treatment on bonding between zirconia framework material and indirect composites. *Dental Materials Journal*. 2012;31(5):751-7.
101. Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2011;20(2):97-100.
102. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*. 2008;27(3):448-54.

103. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
104. Moezizadeh M, Ansari ZJ, Fard FM. Effect of surface treatment on micro shear bond strength of two indirect composites. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*. 2012;15(3):228-32.
105. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):751-70, v.
106. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2004;135(2):204-12; quiz 29.
107. Özcan A, Sevimay M. Diş hekimliğinde lazer. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2016;22(2):122-9.
108. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *International Endodontic Journal*. 2000;33(3):173-85.
109. Eduardo Cde P, Bello-Silva MS, Moretto SG, Cesar PF, de Freitas PM. Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science*. 2012;27(1):7-14.
110. Hakki SS, Berk G, Dundar N, Saglam M, Berk N. Effects of root planing procedures with hand instrument or erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation on the root surfaces: a comparative scanning electron microscopy study. *Lasers in Medical Science*. 2010;25(3):345-53.
111. Cho SD, Rajitrangson P, Matis BA, Platt JA. Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Operative Dentistry*. 2013;38(3):E1-9.
112. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(5):570-8.
113. Kirmali O, Barutcigil C, Ozarslan MM, Barutcigil K, Harorli OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*. 2015;37(3):186-92.
114. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, et al. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(5):559-65.

115. Kirmali O, Barutcugil C, Harorli O, Kapdan A, Er K. Resin cement to indirect composite resin bonding: effect of various surface treatments. *Scanning*. 2015;37(2):89-94.
116. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(3):189-96.
117. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*. 1999;27(2):89-99.
118. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;74(4):345-9.
119. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*. 2007;115(5):417-24.
120. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4):349-55.
121. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(4):247-57.
122. Kim JH, Chae S, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Comparison of shear test methods for evaluating the bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(8):745-52.
123. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Saghiri AM, Neelakantan P, et al. Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2012;70(6):603-9.
124. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*. 2005;72(2):239-45.
125. Bunaciu AA, Udristioiu EG, Aboul-Enein HY. X-ray diffraction: instrumentation and applications. *Critical Reviews in Analytical Chemistry*. 2015;45(4):289-99.

126. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *European Journal of Orthodontics*. 1998;20(1):79-92.
127. Zapletalova Z, Kubinek R, Vujtek M, Novotny R. Examination of dentin surface using AFM (our experience). *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2004;47(4):343-6.
128. Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron (Oxford, England : 1993)*. 2009;40(4):502-6.
129. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*. 1972;55(6):303-5.
130. Kanat-Erturk B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Ozcan M, Gungor MA. Effect of veneering methods on zirconia framework-veneer ceramic adhesion and fracture resistance of single crowns. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2015;24(8):620-8.
131. Elsaka SE. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(10):e239-51.
132. Kwon J.E. LSH, Lim H.N., Kim H.S. Bonding characteristics between zirconia core and veneering porcelain. *Dental Materials*. 2009;25(5):e42.
133. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):45-50.
134. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):379-88.
135. Lv P, Yang X, Jiang T. Influence of hot-etching surface treatment on zirconia/resin shear bond strength. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2015;8(12):8087-96.
136. Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *Journal of Oral Science*. 2012;54(1):39-46.

137. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dental Materials Journal*. 2014;33(6):778-85.
138. Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(3):214-23.
139. Kern M. Bonding to oxide ceramics-laboratory testing versus clinical outcome. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(1):8-14.
140. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*. 2009;88(9):817-22.
141. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(5):442-8.
142. Paranhos MP, Burnett LH, Jr., Magne P. Effect of Nd:YAG laser and CO₂ laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*. 2011;42(1):79-89.
143. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2011;29(12):797-802.
144. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, Er K. Veneer ceramic to Y-TZP bonding: comparison of different surface treatments. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2016;25(4):324-9.
145. Yildirim T, Ayar MK, Yesilyurt C. Influence of different Er,Cr:YSGG laser parameters on long-term dentin bond strength of self-etch adhesive. *Lasers in Medical Science*. 2015;30(9):2363-8.
146. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(7):651-63.
147. Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*. 2013;41(2):121-6.

148. Fazi G, Vichi A, Ferrari M. Influence of surface pretreatment on the short-term bond strength of resin composite to a zirconia-based material. *American Journal of Dentistry*. 2012;25(2):73-8.
149. Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2013;31(6):261-8.
150. Abi-Rached FO, Martins SB, Almeida-Junior AA, Adabo GL, Goes MS, Fonseca RG. Air abrasion before and/or after zirconia sintering: surface characterization, flexural strength, and resin cement bond strength. *Operative Dentistry*. 2015;40(2):E66-75.
151. Keul C, Liebermann A, Roos M, Uhrenbacher J, Stawarczyk B, Ing D. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: a function of water storage and thermal cycling. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2013;144(11):1261-71.
152. Ehlers V, Kampf G, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6):609-15.
153. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4):356-62.
154. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107(3):163-9.
155. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(9):857-63.
156. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(7):538-44.
157. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(1):44-50.

158. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(5):315-22.
159. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hammerle CH. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(5):267-74.
160. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*. 2009;37(11):891-7.
161. Kursoglu P, Motro PF, Yurdaguvan H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(2):98-103.
162. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and Laser surgery*. 2009;27(3):473-9.
163. El Gamal A, Medioni E, Rocca JP, Fornaini C, Muhammad OH, Brulat-Bouchard N. Shear bond, wettability and AFM evaluations on CO₂ laser-irradiated CAD/CAM ceramic surfaces. *Lasers in Medical Science*. 2017;32(4):779-85.
164. Akin GE, Akin H, Sipahi C, Piskin B, Kirmali O. Evaluation of surface roughness and bond strength of quartz fiber posts after various pre-treatments. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(8):1010-6.
165. Vasquez V, Ozcan M, Nishioka R, Souza R, Mesquita A, Pavanelli C. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental Materials Journal*. 2008;27(1):7-15.
166. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2010;28(6):801-8.
167. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(6):545-52.

168. Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Leite FP, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram zirconia before and after aging. *The International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(1):70-2.
169. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(4):274-84.



8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ayşegül Nagehan	Uyruğu	T.C.
Soyadı	ÖZEVÇİMEN	Tel no	05063418026
Doğum tarihi	20.05.1989	e-posta	nagehan.ozevcimen@live.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Nazilli Anadolu Öğretmen Lisesi	2007
Lisans/Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fakültesi	2012
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Özel Klinik	2013-2014
	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014-halen

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	ÜDS	55

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: