



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA İLE REZİN SİMAN ARASINDAKİ BAĞLANTI KUVVETİ ÜZERİNE ETKİSİ

Gökhan ÇİÇEKÇİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Lale KARAAĞAÇLIOĞLU**

**ANKARA
2020**

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA İLE
REZİN SİMAN ARASINDAKİ BAĞLANTI KUVVETİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

Gökhan ÇİÇEKÇİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Lale KARAAĞAÇLIOĞLU

ANKARA
2020

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya ile Rezin Siman Arasındaki Bağlantı Kuvveti Üzerine Etkisi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Gökhan ÇİÇEKÇİ

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Gökhan ÇİÇEKÇİ tarafından
hazırlanan “Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya ile Rezin Siman Arasındaki Bağlantı
Kuvveti Üzerine Etkisi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK
TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul / red edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 14.12.2020

Prof. Dr. Lale KARAĞAÇLIOĞLU
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı / Tez Danışmanı

Prof. Dr. Nur Emel HERSEK
Hacettepe Üniversitesi
Üye

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN
Ankara Üniversitesi
Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental Seramikler	1
1.1.1. Zirkonya	2
1.1.1.1. Genel Bilgiler	2
1.1.1.2. Zirkonyanın Biyouyumluluğu	3
1.1.1.3. Zirkonyanın yapısal özellikleri	4
1.1.1.4. Dental Zirkonyaların Gelişimi	6
1.1.1.5. Zirkonya Blokların Üretim Teknikleri	8
1.1.1.5.1. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya	8
1.1.1.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya	8
1.1.1.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya	9
1.1.1.6. Düşük Sıcaklık Bozunması	9
1.2. Simantasyon	10
1.2.1. Simantasyon Öncesi Yüzey İşlemleri	11
1.2.1.1. Kimyasal Yüzey İşlemleri	11
1.2.1.1.1. Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme	11
1.2.1.1.2. Silan Uygulaması	12
1.2.1.1.3. Primer Uygulaması	12
1.2.1.2. Mekanik Yüzey İşlemleri	13
1.2.1.2.1. Alüminyum Oksit ile Kumlama	13
1.2.1.2.2. Lazer ile Işınlama	13
1.2.1.2.3. Tribokimyasal Silika Kaplama	14
1.2.1.2.4. Pirokimyasal Silika Kaplama	15
1.2.1.2.5. Selektif İnfiltrasyon Pürüzlendirmesi	15
1.2.2. Simanlar	16
1.2.2.1. Daimi Simanların Sınıflandırılması	17
1.2.2.1.1. Rezin Simanlar	18
1.2.2.1.1.1. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar	20
1.2.2.1.1.2. Bağlanma Aşamalarına Göre Rezin Simanlar	21
1.2.2.2. Zirkonyum Oksit Seramiklerin Simantasyonu	22
1.3. Yapay Yaşlandırma	23
1.3.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma	23
1.4. Araştırmamızda Kullanılan Yüzey İnceleme Yöntemleri	24
1.4.1. Profilometre Analizi	24
1.4.2. Islanabilirlik Analizi	25
1.4.3. Bağlantı Kuvveti Testi	25

2. GEREÇ VE YÖNTEM	27
2.1. Araştırmada Kullanılan Gereçler, Materyaller ve Cihazlar	27
2.2. Test Gruplarının Oluşturulması	30
2.3. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	30
2.4. Uygulanan Yüzey İşlemleri	36
2.4.1. Al ₂ O ₃ ile Kumlama	36
2.4.2. Tribokimyasal Silika Kaplama ve Silan Uygulaması	37
2.4.3. Zirkonya Primeri Uygulanması	38
2.5. Yüzey İşlemleri Sonrası Yapılan Ölçümler	39
2.5.1. Islanabilirlik Ölçümleri	39
2.5.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri	40
2.6. Simanların Örneklerle Bağlanması	41
2.7. Termal Yaşlandırma İşlemi	43
2.8. Kesme Bağlantı Kuvveti Ölçümü	43
2.9. İstatistiksel Analiz	45
3. BULGULAR	46
3.1. Yüzey İşlemlerinin Islanabilirliğe Etkisi	46
3.1.1. Yüzey Temas Açısı Ölçüm Verileri	46
3.1.2. Yüzey Temas Açısı İstatistiksel Analizi	47
3.2. Yüzey İşlemlerinin Pürüzlülüğe Etkisi	48
3.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Verileri	48
3.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü İstatistiksel Analizi	49
3.3. Yüzey İşlemleri ve Siman Tipinin Kesme Bağlantı Kuvvetine (SBS) Etkisi	50
3.3.1. Yüzey İşlemi ve Siman Gruplarının SBS Ölçüm Verileri	50
3.3.2. SBS Değerlerinin İstatistiksel Analizi	51
3.3.2.1. Kontrol Grubu Göz Ardı Edilerek Yüzey İşlemlerinin Karşılaştırılması	51
3.3.2.2. Kontrol Grubu Göz Ardı Edilerek Yüzey İşlemleri ve Simanların Birlikte Değerlendirilmesi	52
3.3.2.2.1. Her Yüzey İşleminde Simanların Çoklu Karşılaştırılması	52
3.3.2.2.2. Her Simanda Yüzey İşlemlerinin Çoklu Karşılaştırılması	53
4. TARTIŞMA	55
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	70
ÖZET	71
SUMMARY	73
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	88

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimin başladığı günden beri desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, her ihtiyaç duyduğumda özverisi ve samimiyetiyle yanımda olan, akademik birikimini ve vizyonunu her zaman örnek alacağım, benim için sadece tez danışmanı değil çok daha fazlası, yol göstericim, kıymetli hocam **Prof. Dr. Lale KARAĞAÇLIOĞLU**'na,

Tez sürecimde bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, akademik bakış açısı ile ufkumu genişleten, ikinci tez danışmanım **Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN**'a,

Tez jürimin değerli üyelerinden **Prof. Dr. Nur HERSEK**'e,

İstatistik çalışmalarında bana destek olan **Prof. Dr. Ensar BAŞPINAR**'a,

Uzmanlık eğitimim süresince akademik gelişimimde büyük katkıları olan, her birinin kapısını çaldığımda içtenlikle bana yardımcı olacağını bildiğim, protetik diş tedavisi anabilim dalının değerli öğretim üyelerine,

Akademik çalışmalarındaki desteklerinin yanında içten sohbetleriyle bu süreci güzelleştiren **Mustafa YEŞİL** ve **Gülseren SOYTEKİN**'e,

Birlikte geçirdiğimiz zamandan keyif aldığım bölüm arkadaşlarım, değerli uzmanlarımız ve bölüm personelimize,

Bu süreci keyifle geçirmemi sağlayan, her zorluğu ve güzelliği beraber yaşadığımız çok değerli arkadaşlarım **Dt. Kübra KİRİŞCİ**, **Dt. Özge ÖNCÜ YENİAY**, **Dt. İrem ÜÇÜNCÜ**, **Dt. Sebile ALTINTAŞ**, **Dt. Hacer AKYEL**, **Dt. Sercan SUNGUR** ve **Dt. Emre DİKER**'e, konumlar değişse de her zaman en yakınımda olduklarını bildiğim **Uzm. Dt. Ümrhan YILMAZ** ve **Uzm. Dt. Şule Nur MACİT**'e, desteğini her zaman hissettiğim biricik ablam **Dr. Dt. Deniz YILMAZ**'a, bilgi, birikim ve dostluğuyla her zaman yanımda olan **Uzm. Dt. Ece İrem OĞUZ**'a ve **Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ**'a,

Çok büyük emek ve özveriyle beni bu günlere getiren, bir gün bile yorulmadan, her zaman, yanışımda doğrumda yanımda olan, doğru insan olmayı, bir işi en doğru ve en iyi şekilde yapmayı öğreten, en büyük destekçilerim, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim kıymetli ailem, babam **Coşkun ÇİÇEKÇİ**, annem **Zehra ÇİÇEKÇİ** ve biricik kardeşim **Gizem ÇİÇEKÇİ**'ye,

Tüm içtenliğimle, sevgi ve saygı ile teşekkür ederim...

SİMGELER VE KISALTMALAR

α	Alfa
3Y-TZP	%3 mol yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal
4-META	4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride
4Y-PSZ	%4 mol yttria partially stabilized zirconia
5Y-PSZ	%5 mol yttria partially stabilized zirconia
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
Bis-GMA	Bisphenol A-glycidyl methacrylate
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO_2	Seryum oksit
dk	Dakika
Er:YAG	Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet
g/cm^3	Yoğunluk
H_2O	Su
H_2SiF_6	Heksaflüorosilik asit
HF	Hidroflorik asit
HfO_2	Hafniyum oksit
HIP	Hot Isostatic Pressing
IAAD	International Academy for Adhesive Dentistry
ISO	International Organization for Standardization
LSD	Least Significant Difference
LTD	Low Temperature Degradation
MDP	10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
MEPS	Yiyofosforik asit metakrilat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekaare
MPa	Megapascal
$\text{MPa.m}^{1/2}$	Kırılma direnci
mW/cm^2	Işık yoğunluğu

μl	Mikrolitre
μm	Mikrometre
μSBS	Micro Shear Bond Strength
μTBS	Micro Tensile Bond Strength
N	Newton
Nd:YAG	Neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet
nm	Nanometre
Non-HIP	non-Hot Isostatic Pressing
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
OH	Hidroksil
pH	Power of Hydrogen
SBS	Shear Bond Strength
SEM	Scanning Electron Microscope
Si-OH	Silanol
SiF_4	Silikon tetraflorür
SiO_3	Silikat
sn	Saniye
STL	Standard Tessellation Language
$t \rightarrow m$	Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü
TBS	Tensile Bond Strength
UDMA	Urethane Dimethacrylate
Y-TZP	Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal
Y_2O_3	İttriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ZrSiO_4	Zirkonyum silikat
θ	Teta

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Zirkonyanın kristal fazları	4
Şekil 1.2. Zirkonyada çatlağın sebep olduğu faz dönüşümü	6
Şekil 1.3. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi	14
Şekil 2.1. inLab CAM programında proje dizaynı	31
Şekil 2.2. inLab MCX5	31
Şekil 2.3. Freze işlemi öncesi ve sonrası zirkonya disk	32
Şekil 2.4. Freze sonrası elde edilen zirkonya küp	32
Şekil 2.5. inFire HTC speed sinterleme fırını	33
Şekil 2.6. Zirkonya örneklerin sinterlenme öncesi ve sonrası boyutları	33
Şekil 2.7. Zirkonya örneklerin akrile gömülme işlemi	34
Şekil 2.8. Basınçlı buhar cihazı	35
Şekil 2.9. Ultrasonik temizleme cihazı	35
Şekil 2.10. Kumlama cihazı ve kumlama işlemi	36
Şekil 2.11. Kumlama öncesi kurşun kalemle boyanan yüzey ve örneğin kumlama sonrası görünümü	37
Şekil 2.12. Rocatec Junior kumlama cihazı	38
Şekil 2.13. Z-Prime Plus ve primer uygulama işlemi	39
Şekil 2.14. Islanabilirlik ölçüm cihazı ve ölçüm işlemi	40
Şekil 2.15. Profilometre ile pürüzlülük ölçümü	40
Şekil 2.16. Ultradent Bonding Jig ve yedek kalıpları	41

Şekil 2.17. Çalışmamızda kullanılan self adeziv rezin simanlar	42
Şekil 2.18. Simanların karıştırılma ve polimerizasyon işlemleri	42
Şekil 2.19. Siman bağlandıktan sonra örnek yüzeyi	42
Şekil 2.20. Termal siklus cihazı	43
Şekil 2.21. Kesme bağlantı kuvveti test cihazı	44
Şekil 2.22. Jig kullanılarak bağlanan siman formu ile uyumlu yükleme başlığı	44



ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller, içerikleri ve üretici firmaları	27
Çizelge 2.2. Araştırmada kullanılan cihazlar ve kullanım amaçları	29
Çizelge 2.3. Çalışmanın örnek grupları	30
Çizelge 2.4. Zirkonya örneklerin sinterlenme programı	33
Çizelge 3.1. Yüzey temas açısı ölçüm değerleri	46
Çizelge 3.2. Islanabilirlik tanımlayıcı istatistikleri	47
Çizelge 3.3. Yüzey pürüzlülüğü ortalama ölçüm değerleri	48
Çizelge 3.4. Yüzey pürüzlülüğü tanımlayıcı istatistikleri	49
Çizelge 3.5. Kesme bağlantı kuvveti (Mpa) ölçüm değerleri.	50
Çizelge 3.6. Yüzey işlemi gruplarının ortalama kesme bağlantı kuvveti tanımlayıcı istatistikleri	52
Çizelge 3.7. Yüzey işlemlerinde simanların karşılaştırılması tanıtıcı istatistikleri	53
Çizelge 3.8. Simanlarda yüzey işlemlerinin karşılaştırılması tanıtıcı istatistikleri	54

1. GİRİŞ

1.1. Dental Seramikler

Dental seramikler diş hekimliği alanında kullanılmaya başlamalarından itibaren son derece kabul görmüş ve halen popülaritelerini ilk günkü şekliyle devam ettiren materyallerdir.

Ancak yapılarından kaynaklanan kırılmalıkları özellikle sabit restorasyon uygulamalarında genellikle metal bir alt yapı ile desteklenmelerini gerekli kılmıştır. Günümüzde de halen yaygın kullanım alanı bulunan metalle desteklenmiş seramik uygulamaların metal rengini yansıtmaları estetik dezavantaj olarak gündeme gelmiştir.

Son yıllarda çok daha güçlü, dayanıklı ve estetik gereksinimleri yerine getirmek amacıyla tam seramik restorasyonların üretimi konusunda çok önemli adımlar atılmıştır. Bu sayede veneer, inley, onley, adeziv köprüler ve implant üstü restorasyonlar gibi diş hekimliğindeki uygulama alanları da artmıştır.

Farklı özelliklere sahip çok sayıda seramik sisteminin kullanımda olmasının yanı sıra her gün birçok yeni ürünün yelpazeye katılması ile artan seçenekler klinisyenlerin belli endikasyonlar için doğru seçimi yapmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle seramiklerin sınıflandırılma ihtiyacı doğmuş ve kullanım yerlerine, kimyasal yapılarına, temel kristal ve matriks fazına, üretim tekniğine, fırınlama sıcaklığına, mikro yapısına, ışık geçirgenliğine, kırılma direncine ve aşındırıcılığına göre farklı sınıflandırmalar yapılmıştır.

Gracis ve ark. (2015), seramik materyallerini kimyasal içeriklerine göre üç ana gruba ayırmıştır:

Cam matriks seramikler: Cam faz içeren ametal inorganik seramik materyallerdir. Dental seramiklerdeki camlar feldspar, silika ve alümina içeriklidir. Cam seramikler mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden ve uzun yıllardır kullanımda olan seramik çeşididir.

Polikristalin seramikler: Cam faz içermeyen, ametal inorganik seramik materyallerdir. Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin ana özelliği kuvvet ve kırılma dayanıklılığı sağlayan ama düşük translusensi içeren ince tanecikli kristalin yapıya sahip olmalarıdır. Ayrıca cam fazın yokluğu polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesini zorlaştırmakta ve daha yüksek fırınlama sıcaklığına ihtiyaç duyulmasına neden olmaktadır.

Rezin matriks seramikler: Yüksek oranda seramik doldurucu içeren organik rezin matrikse sahiptir, cam matriks ya da polikristalin seramiklerden daha kolay şekillendirilebilen ve uyumlanabilen materyallerdir. Hibrit seramikler olarak da adlandırılan bu materyaller çift fazlı yapıları sayesinde seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedir.

1.1.1. Zirkonya

1.1.1.1. Genel Bilgiler

Zirkonyum, sembolü “Zr”, atom numarası 40 olan bir metal elementidir. Adı, Arapça “altın renkli” anlamına gelen “Zargon” kelimesinden gelmektedir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, erime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir. Hekzagonal kristal yapıda olan zirkonyum, gümüşümsü beyaz renktedir.

Doğada hiçbir zaman saf halde bulunmayan zirkonyumun başlıca kaynakları zirkon olarak da adlandırılan zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ile baddeleyit veya zirkonya olarak da adlandırılan zirkonyum dioksittir (ZrO_2). Diş hekimliğinde tercih edilen formu opak beyaz renge sahip olan zirkonya formudur.

Zirkonyanın diş hekimliğinde altyapı materyali, monolitik restorasyonlar, implant materyali, ortodontik braketler, implant abutment'ları gibi çeşitli kullanım alanları vardır. Radyopak karakter gösterdiği için radyografik değerlendirmelerde de kolaylık sağlamaktadır. Zirkonya, Gracis ve arkadaşlarının (2015) sınıflamasına göre polikristalin seramikler grubunda yer almaktadır.

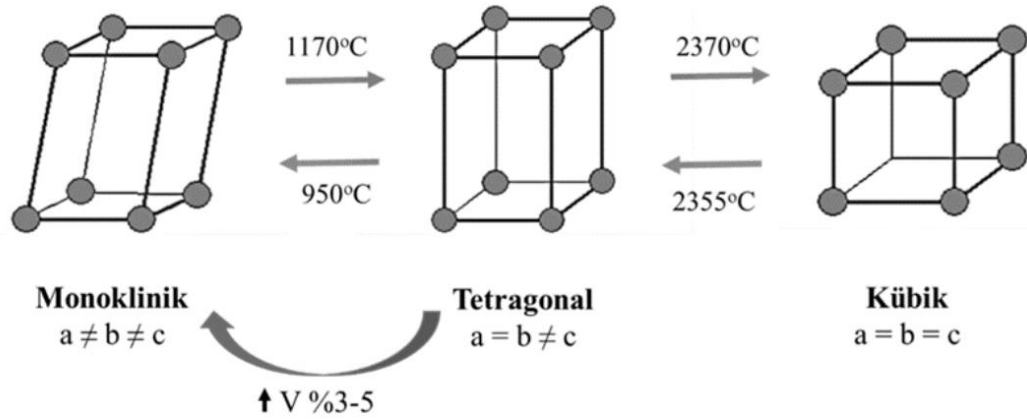
1.1.1.2. Zirkonyanın Biyouyumluluğu

Zirkonya kuvvetli yapısından ve biyouyumluluğundan dolayı uzun zamandır biyomateryal olarak kullanılmaktadır (Garvie ve ark., 1975). Zirkonyum oksitin medikal amaçla kullanımını ilk öneren 1969'da Helmer ve Driskel olmuştur. Ortopedik uygulamalar için yapılan bu çalışmada kalça protezlerinde eklem başı olarak titanyum ya da alümina yerine zirkonya'nın kullanımı önerilmiştir. Maymun femuruna zirkonyum oksit protezler yerleştirilmiş ve herhangi bir yan etki görülmediği rapor edilmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda da sitotoksik özellik göstermediği doğrulanmıştır (Dion ve ark., 1994 ve Lohmann ve ark., 2002). Zirkonya tozunun istenmeyen doku reaksiyonlarına neden olma ihtimali rapor edilmiş olsa da (Catelas ve ark., 1999 ve Greco ve ark., 1993) bu durumun muhtemelen sinterleme sonrasında yapıda bulunmayan zirkonyum hidroksitten kaynaklandığı ve sinterlenmiş örneklerin güvenli kabul edilebileceği belirtilmiştir (Manicone ve ark., 2007a). Zirkonyum oksitin mutajenik özelliği de değerlendirilmiş ve hücre genomunda mutasyon oluşturmadığı rapor edilmiştir (Covacci ve ark., 1999 ve Silva ve ark., 2002). Zirkonya kalça eklemi protezlerinde ilerleyen yıllarda meydana gelen başarısızlıklar sebebiyle günümüzde ortopedik kullanımı azalmıştır (Maccauro ve ark., 2011).

Zirkonyum oksit, titanyum gibi diğer restoratif materyallere kıyasla kemiğe yerleştirildiğinde daha az enflamatuar reaksiyon oluşumu göstermiştir (Warashina ve ark., 2003). Bu sonuç implant çevresindeki yumuşak dokuda zirkonya ve titanyum iyileşme başlıklarının enflamatuar etkisini değerlendiren bir çalışma ile de doğrulanmıştır (Degidi ve ark., 2006). Takip eden çalışmalarda da zirkonyanın sitotoksik özellik göstermediği, düşük mikrobiyal tutulum gösterdiği ve diş hekimliğinde güvenle biyomateriyal olarak kullanılabileceği gösterilmiştir (Manicone ve ark., 2007b ve Scarano ve ark., 2004).

1.1.1.3. Zirkonyanın yapısal özellikleri

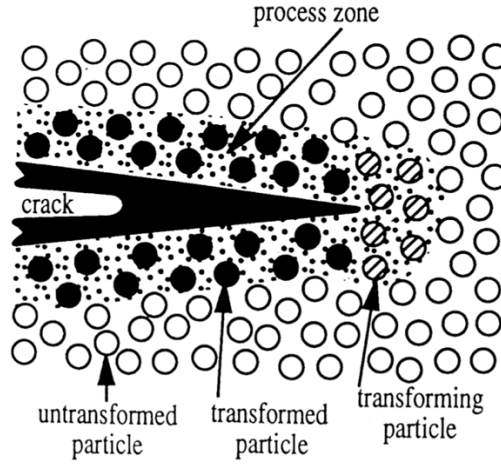
Zirkonya, sıcaklık değişimine bağlı olarak farklı kristal yapıları olan 3 temel faza sahiptir. Oda ısısında monoklinik, 1170 °C'nin üzerinde tetragonal, 2370 °C'nin üzerinde, erime noktası olan 2680°C'ye kadar ise kübik fazda bulunur (Kelly ve Denry, 2008). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşürken %3 ile %5 arasında bir hacim artışı görülür (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Zirkonyanın kristal fazları

Fırınlama sırasında tetragonal fazda olan zirkonya oda sıcaklığına soğurken monoklinik faza dönüşür (Kelly, 2004). Bu dönüşüm sonucu oluşan hacim artışı belli bir orana kadar yapıda mekanik dayanımı arttıran baskı gerilimleri meydana getirir. Monoklinik faza yüksek oranda dönüşüm ise ileri derece kırıklara ve yapının zayıflamasına sebep olur. Kabul edilebilir en yüksek monoklinik faz miktarı %25'tir (Turp ve ark., 2013). Materyalin fiziksel özelliklerini zayıflatan bu dönüşüm sebebiyle saf zirkonya dental restorasyonlarda kullanılamaz. Oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize ederek bu durumu engellemek için materyalin içine CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilize edici oksitler eklenmiştir.

Tetragonal faz her ne kadar stabilize edilmiş olsa da kısmi stabilize, bir diğer deyişle “metastabil” bir bileşik oluşur. Çünkü materyalin yapısında tetragonal zirkonyayı belli koşullar altında monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji mevcuttur. Bu dönüşüm sırasında artan hacim sayesinde yapı içerisinde oluşabilecek çatlakların etrafında oluşan gerilim kuvvetlerine karşılık bölgesel baskı kuvvetleri oluşur ve Şekil 1.2’de de gösterildiği şekilde çatlak ilerlemesi durdurularak yapı kuvvetlenir. Aynı şekilde materyale dışarıdan aşındırma ya da kumlama gibi işlemler ile kuvvet uygulandığında da monoklinik faza dönüşüm gerçekleşerek yüzeyde oluşabilecek mikro çatlakların ilerlemesi durdurulur (Piconi ve Maccauro, 1999). Başka hiçbir dental seramikte olmayan bu özelliğe “dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening)” denir. Bu fiziksel özellikleri sayesinde zirkonyanın kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir ve seramik çeliği (ceramic steel) olarak da adlandırılır (Garvie ve ark., 1975).



Şekil 1.2. Zirkonyada çatlakın sebep olduğu faz dönüşümü

Zirkonya paslanmaz çeliğe benzer mekanik özellikler göstermektedir. %3 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş Y-TZP'nin;

- Bükülme dayanımı 900-1200 MPa,
- Sıkışma dayanımı 2000 MPa,
- Elastik modülü yaklaşık 210 GPa,
- Kırılma direnci ise $7-10 \text{ MPa.m}^{1/2}$ olarak bulunmuştur (Kelly, 2004 ve Piconi ve Maccauro, 1999)

1.1.1.4. Dental Zirkonyaların Gelişimi

Zirkonyanın stabilizasyonu için kullanılan çeşitli oksitler arasında kuvvet ve dayanıklılık açısından en etkili sonuç yttria (Y_2O_3) bileşiği ile sağlanmıştır. Böylece %3 mol (kütlece %5,2) yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP) protetik restorasyonlar için başlıca seçenek olmuştur (Denry ve Kelly 2008 ve Kelly ve Denry, 2008). Zaman içerisinde dental zirkonyaların ihtiyaca göre estetik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için yapısında değişiklikler yapılmıştır. Bu farklılıklardan zirkonyanın nesilleri olarak bahsedilebilir.

Birinci nesil 3Y-TZP'lere sinterlemeyi kolaylaştırması ve bükülme direncinin 1000 MPa'nın üzerine çıkarılması için kütlece %0,25 alümina (Al_2O_3) eklenmiştir. Ancak bu zirkonyalar kübik olmayan fazlarının çift kırılma (birefringence) özelliği sonucu ışığın gren sınırları, boşluklar ve katılan diğer içeriklerde dağılması sebebiyle yüksek opasite göstermiştir (Zhang ve Lawn, 2018). Optik özelliklerinin yetersiz ancak dayanıklılığının yüksek olması sebebiyle birinci nesil zirkonyalar porselenle veneerlenen posterior ve anterior sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Fakat uzun dönem çalışmalarda metal altyapılı alternatiflerine kıyasla daha yüksek oranda chipping ve delaminasyon sonucu klinik başarısızlık görülmüştür (Pang ve ark., 2015).

Porselen ile veneerlenmiş altyapılarda karşılaşılan en temel sorun olan chipping'i ortadan kaldırmak ve daha kuvvetli tek parça bir yapı oluşturmak için zirkonyalar monolitik olarak da kullanılmaktadır. Estetik bir gereklilik olan translusensiyi sağlamak için ikinci nesil 3Y-TZP'lerde alümina konsantrasyonu azaltılmış ve daha yüksek sıcaklıklarda sinterlenerek pörözite oluşumu da engellenmiştir. (Tong ve ark., 2016). İkinci nesil monolitik zirkonyalar her ne kadar anteriorda kullanılabilecek estetik özelliklere sahip olmasa da posterior restorasyonlarda kullanılabilir hale gelmiştir.

Monolitik zirkonyanın gelişiminin bir sonraki aşamasında opasiteyi azaltmak için daha transparan bir faz olan kübik faz oranı arttırılmıştır. Bu değişiklik kısmi stabilize zirkonya oluşturmak için yttria oranını arttırarak sağlanmıştır. %4 mol (4Y-PSZ) ya da %5 mol (5Y-PSZ) yttria kullanılarak kübik fazın oranı arttırılmıştır, bu sayede translüsensi artmış ancak kübik faz basınç kaynaklı transformasyona uğramadığı için materyalin dayanımı azalmıştır (Zhang ve ark., 2016). Kübik faz oranı daha yüksek olan bu zirkonyalar anterior bölgede de monolitik olarak kullanılabilecek estetiğe ulaşmıştır.

1.1.1.5. Zirkonya Blokların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya restorasyonlar CAD/CAM sistemleri ile bloklardan kazıma yapılarak üretilir. Bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına rağmen üretim tekniklerine göre;

- Sinterlenmemiş zirkonya (green stage)
- Yarı sinterlenmiş zirkonya
- Tam sinterlenmiş zirkonya, olarak üç farklı şekilde üretilebilir.

1.1.1.5.1. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya

Üretim sırasında zirkonya tozunun kolay uzaklaştırılabilen bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan sadece preslenmesi ile üretilir. Bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır bu sayede çok kolay bir şekilde aşındırılabilir. Kuru ortamda şekillendirilirler (dry-grinding). Sinterleme sonrasında büzülecekleri için bu büzülmeyi telafi etmek amacıyla normal boyutlarından %20-25 oranında daha büyük freze edilirler.

1.1.1.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya

Ham zirkonyanın yaklaşık 500°C’de 30 dk süreyle sinterlenmesi ile elde edilirler. Pöröz yapıdadır ve sinterizasyon işlemi tamamlanmamıştır, bu sebeple mekanik özellikleri zayıftır (Şen ve ark., 2017). Bu bloklar “pre-sinterize” ya da “non-HIP” olarak da adlandırılır. Bloklar %40 yoğunluğa sahiptir ve non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında ortalama %25’lik büzülme henüz gerçekleşmediği için normal boyutlarından daha büyük freze edilirler. Şekillendirme sonrasında derecesi ve süresi firmadan firmaya değişiklik göstermekle birlikte 1350°C-1500°C arasında 2-5 saat süreyle sinterlenerek daha yoğun ve dayanıklı hale getirilirler (Bultan ve ark., 2011). Bu blokların tam sinterlenmiş (HIP) bloklara göre

daha kısa zamanda ve daha az maliyetle şekillendirilebilmeleri ayrıca renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri avantajları olarak kabul edilmektedir (Raigrodski, 2004).

1.1.1.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya

Şekillendirme sonrasında sinterlenirken meydana gelen büzülme önlemek, kenar uyumunu ve zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için bloklar sıcak izostatik basınç (HIP) altında sinterlenerek de hazırlanabilir. Tam sinterlenmiş Y-TZP blokların hazırlanmasında öncelikle 1500 °C’de ön sinterleme işlemi yapılarak %95 yoğunluk sağlanır. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak için 1000 bar basınç altında 1400 – 1500 °C’lik bir ısı ile izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak sinterlenir (HIP). İşlem tamamlandığında bloklar %99 yoğunluğa ulaşır (Bultan ve ark., 2011). Tam sinterlenmiş blokların kazınması uzun zaman alır ve kullanılan frezler çok hızlı aşınır bu durum maliyeti artırır. Ayrıca bu teknikte sinterlenmiş zirkonya üzerinde işlem yapıldığı için yüzeyde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler ve çatlaklar oluşur, bu durum mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olabilir (Curtis ve ark., 2006).

1.1.1.6. Düşük Sıcaklık Bozunması

Zirkonyum oksitin içindeki tetragonalden monoklinik faza dönüşüm ($t \rightarrow m$), dönüşüm sertleşmesini sağlayarak materyalin mekanik özelliklerini ciddi seviyede arttırmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999). Ancak aynı dönüşüm zaman içinde nemli ortamda spontan bir şekilde gerçekleştiğinde, yapının fiziksel özelliklerini zayıflatan bir yaşlanma süreci ortaya çıkar. Bu fenomen düşük sıcaklık bozunması (Low Temperature Degradation (LTD)) olarak adlandırılır. Düşük sıcaklık bozunması ilk kez Kobayashi ve arkadaşları tarafından rapor edilmiştir (1981). Bu çalışmada metastabil olan tetragonal fazdan daha stabil olan monoklinik faza, yüzeyde, nem varlığında, görece düşük sıcaklıklarda (150-400 °C) dönüşüm olduğu gösterilmiştir.

Bozunma önce yüzey zirkonya polikristallerinde başlar ve iç bölgelere doğru devam eder. Bir kristaldeki $t \rightarrow m$ dönüşümü hacim artışına yol açar ve çevresindeki kristallere baskı yaparak mikroçatlaklara sebep olur. Oluşan çatlağa su girmesi ile yüzey bozunma süreci şiddetlenir ve monoklinik dönüşüm komşu kristaller arasında ilerler. Dönüşüm bölgesindeki hacim artışı daha ileri mikroçatlaklara, yüzeyde yükselmeye ve pürüzlenmeye sebebiyet verir. Sonuç olarak materyalin dayanımı azalır (Kelly ve Denry, 2008).

Tetragonal zirkonyanın stabilitesini azaltacak her faktör materyali düşük sıcaklık bozunmasına daha elverişli hale getirir. Bu faktörlerden bazıları partikül boyutu (Lawson, 1995), kübik faz içeriği (Inokoshi ve ark., 2014b), Al_2O_3 ve SiO_3 içeriği (Samodurova ve ark., 2015), stabilize edicilerin miktarı (Hannink ve ark., 2000) ve materyal üzerindeki streslerdir (Deville ve ark., 2006).

Her ne kadar düşük sıcaklık bozunması en çok 200-400 °C arasında oluşsa da materyalin oral kavitede uzun süre nemli ortama ve vücut ısısına maruziyeti de bozunmayı başlatabilir. Söz konusu yaşlanmanın ana sebebi halen bilinmemekte olup OH- grubunun yüzeydeki atomik bağları koparıp gerilimlere sebep olarak dönüşümün başlamasından sorumlu olduğu düşünülmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

1.2. Simantasyon

Simantasyon, bir yapıştırıcı siman kullanılarak restorasyonun dişe bağlanmasıdır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017). Diş ile restorasyon arasında uzun süreli ve güvenilir bir bağlantı sağlayabilmek için preparasyon şekli, yüzey hazırlığı ve siman seçiminin yapılacak restorasyonun tipine ve kullanılan materyale göre doğru yapılması büyük önem taşımaktadır.

1.2.1. Simantasyon Öncesi Yüzey İşlemleri

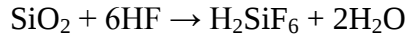
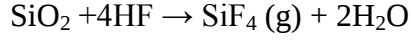
Prepare diş yüzeyinin asit ve adeziv kullanılarak simantasyona hazırlanmasının yanısıra seramik yüzeyinde de rezinle ideal bir mikromekanik ve/veya kimyasal bağlantı sağlayabilmek için bazı işlemler gerekir. Farklı yapıdaki seramikler farklı şekillerde yüzey hazırlığı gerektirir. Seramik yüzeyinin morfolojisi ve kimyasal yapısı, rezin siman ile olan bağlantısı için büyük önem taşımaktadır. Bu ideal yüzeyi sağlayabilmek için restorasyon yüzeyinde mekanik ve/veya kimyasal yöntemler kullanılabilir.

1.2.1.1. Kimyasal Yüzey İşlemleri

1.2.1.1.1. Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme

Materyal tipine göre konsantrasyonu %2,5-%10 arasında, uygulama süresi ise 20 sn ile 4 dk arasında değişen hidroflorik asitle (HF) pürüzlendirme işlemi mikromekanik tutunmaya katkı sağlamak amacıyla yapılmaktadır. Bu asit, silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramik yüzeyindeki cam faz içinde mikropöröziteler oluşturur. Ancak zirkonya gibi metal oksit seramiklerde cam fazı bulunmadığı için hidroflorik asit ile pürüzlendirilememektedir. %5'lik hidroflorik asit ve feldspatik seramik kullanılarak yapılan bir çalışmada en yüksek kesme bağlantı kuvveti 2 dakika pürüzlendirme sonucu sağlanmış daha uzun sürelerde ise düşüş göstermiştir (Chen ve ark., 1998). Asit ile pürüzlendirme sonrasında restorasyon 1 dakika suyla yıkanmalı, ardından 5 dakika ultrasonik olarak temizlenmeli ve basınçlı havayla kurutulmalıdır. Diş hekimliğinde rutin kullanılan ortofosforik asit ile yapılan bir çalışmada porselen yüzeyine %40'lık konsantrasyonda 5 ya da 60 sn uygulandığında herhangi bir morfolojik değişiklik yapmadığı görülmüştür (Shimada ve ark., 2002).

Seramik pürüzlendirme süreci hidroflorik asitin asiditesinden ziyade içindeki florid ile silikon dioksit arasındaki yer değiştirme reaksiyonu sayesinde gerçekleşmektedir (Tian ve ark., 2014):



1.2.1.1.2. Silan Uygulaması

Silanlarda seramik yüzeyindeki Si-OH ile reaksiyona giren inorganik grup ve metakrilat bazlı rezinlerle reaksiyona giren organik grup bulunur (Kern, 2009). Bu şekilde bağlantı kurarak iki yapıyı birleştirir. Asitlenmiş yüzeye silan uygulandıktan sonra 5 dakika beklenir ve kurutulur (Peumans, 2000). Silanların uygulama sonrasında seramik yüzeyinde adeziv ile ıslanabilirliği arttırdığı görülmüştür (Meng ve ark., 2011). Silan tabakası normalde 10-50 nm kalınlığında olmalıdır.

İki farklı CAD/CAM seramiği ile yapılan bir çalışmada (Cerasmart, GC; Enamic, Vita Zahnfabrik) her iki yapıda da kumlama ya da HF ile pürüzlendirme ile oluşturulan mikroretantif yüzey sonrasında silan ile kimyasal bağlantının sağlanması güçlü bir bağlantı kuvveti için tavsiye edilmiştir (Lise ve ark., 2017). Kimyasal olarak stabil olması ve cam faz içermemesi sebebiyle zirkonya seramiklerde silan uygulaması istenilen bağlanmayı sağlayamamıştır (Dérاند ve ark., 2005).

1.2.1.1.3. Primer Uygulaması

Bağlayıcı ajanlar olan primerler, genellikle bir çözücü içerisinde polimerize olabilen adeziv monomerler içeren likit yapısındadır. Söz konusu monomerler bir ucunda rezin bağlantısı için metakrilat veya benzeri bir fonksiyonel gruba sahiptir (van Noort, 2013).

Metal primerleri metallerin yüzeyindeki oksitler ile kuvvetli bağlanabilir (Kitayama ve ark., 2010). Zirkonya yüzeyi de metal yüzeyine benzer şekilde ince bir oksit tabakası ile kaplıdır. Bu sayede zirkonya yüzeyine de metal primerlerinin uygulanabileceği bildirilmiştir (Asar ve Çakırbay, 2013).

Rezin simanların cam içermeyen zirkonyum oksit yüzeyine bağlantılarını kuvvetlendirmek için MDP gibi bir fosfat monomeri içeren primerlerin kullanılması önerilmektedir (Chen ve Suh, 2012). 4-META, MEPS (tiyofosforik asit metakrilat) gibi asidik monomerler de zirkonyadaki oksit gruplarıyla reaksiyona girerek silika bazlı seramikler ile silan arasındaki bağlantıya benzer bir bağlantı oluştururlar (Asar ve Çakırbay, 2013).

1.2.1.2. Mekanik Yüzey İşlemleri

1.2.1.2.1. Alüminyum Oksit ile Kumlama

Bu prosedürde 25 – 250 µm büyüklüğündeki alüminyum oksit partikülleri 0,05 – 0,45 MPa aralığında değişen basınçla belirli bir mesafeden bir süre boyunca uygulanır. Sonuç olarak protezin iç yüzeyindeki kalıntılar temizlenir ve mikroretantif boşluklar oluşur. Yoğun sinterlenmiş alümina, alüminyum oksit partikülleri ile kumlandığında mikroretantif boşluklar oluşturmak yerine alümina kristallerinde düzleşmeye sebep olur (Borges ve ark., 2003). Zirkonya kronlarda ise kumlamanın yüzeyde tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe ve bunun sonucunda da restorasyonun ömründe kısaltmaya sebep olabileceği söylenmiştir (Donovan, 2008).

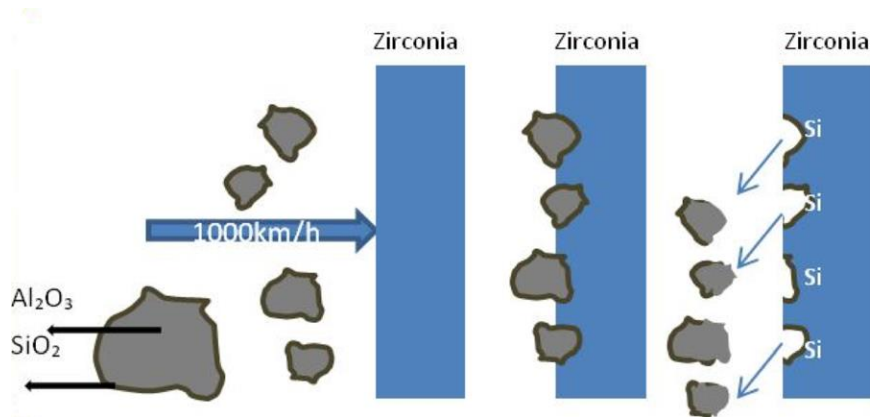
1.2.1.2.2. Lazer ile Işınlama

Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin siman bağlantı gücünü arttırdığı görülmüştür. SEM ile yapılan bir çalışmada Er:YAG lazerin yüzeydeki lityum disilikat kristallerinde düzensizlikler oluşturduğu görülmüştür. Lazer gücü ne kadar artarsa

yüzey düzensizliği de o kadar artmaktadır (Gökçe ve ark., 2007). Bir diğer çalışmada feldspatik seramiklerde Er:YAG veya Nd:YAG lazer uygulaması sonrasında yüzeyde hiçbir fissür ya da çatlak olmadan sadece erime ve erozyon oluşmuş ve bunun sonucunda düşük bağlantı kuvveti görülmüştür, sonuç olarak lazer ışınlama ile HF ile pürüzlendirmenin kombine edilmesi tavsiye edilmiştir. (Akyıl ve ark., 2011). Zirkonya yüzeyine yapılacak olan lazer uygulamasının rezin simantasyona etkisi ise günümüzde hala araştırılmaktadır.

1.2.1.2.3. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama yönteminde, silika kaplanmış alümina partikülleri ile kumlama yapılarak seramik yüzeyi hem pürüzlendirilmekte hem de silika ile kaplanmaktadır (Şekil 1.3). Bu işlem silan uygulaması ile kombine edildiğinde seramik ile rezin arasında güçlü bir bağlantı olduğu görülmüştür. Bir çalışmada bu iki uygulamayı içeren Rocatec sisteminin (3M-ESPE, Seefeld, Germany) etkili bir yüzey hazırlığı olduğu rapor edilmiştir (Shimakura ve ark., 2007). Ağız içinde ve laboratuvarında kullanılabilen tipleri mevcuttur. Cam faz içermeyen zirkonya ve rezin siman bağlantısını sağlamak için en etkili yüzey işlemlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Thammajarak ve ark., 2018 ve Tzanakakis ve ark., 2016).



Şekil 1.3. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

1.2.1.2.4. Pirokimyasal Silika Kaplama

Silicoater sistemi (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Germany) olarak tanıtılan bu teknikte materyal alevin içinden geçirilerek üzerine bir silan solüsyonu püskürtülür. 150-200 °C aralığında bir takım pirokimyasal reaksiyonlar gerçekleştikten sonra seramik yüzeyinde silikon oksit tabaka oluşur. Ardından oda sıcaklığında soğutulan yüzeye silan uygulanır (Jedynakiewicz ve Martin, 2001). Bu sistem ilk olarak metal yüzeylere rezinleri bağlayabilmek amacıyla kullanılmıştır. Cam seramikler içerisinde halihazırda silikon oksit bulunduğu için pirokimyasal silika kaplama gereksiz görülse de yüzeyde böyle bir tabakanın oluşturulması mikroçatlaklar olan yüzeyi stabilize edebilmektedir. Teknik cam seramiklere uygulandığında da daha yüksek bağlantı kuvvetleri sağlandığı görülmüştür (Jedynakiewicz ve Martin, 2001 ve Roulet ve Söderholm, 1991).

1.2.1.2.5. Selektif İnfiltrasyon Pürüzlendirmesi

Aboushelib ve arkadaşlarının 2007 yılında zirkonya ile rezin siman bağlantısını güçlendirmek için önerdiği bir tekniktir. Selektif infiltrasyon pürüzlendirmesi zirkonyaya özel bir işlemdir ve diğer seramiklerde kullanılmamaktadır. Bu teknikte hazırlanan özel silika bileşimli ajanın zirkonya yüzeyine infiltre olabilmesi için 2007’de önerilen ilk yöntemle göre restorasyon fırınlanarak 750 °C’de 2 dk, ardından 650 °C’de 1 dk ve son olarak da yine 750 °C’ye çıkarılıp 1 dk bekletildikten sonra oda ısısına düşürülmektedir. Bu işlem sonucunda zirkonya kristallerinin arasına infiltre olan silika içerikli yapının uzaklaştırılması için ultrasonik %5’lik hidroflorik asit banyosunda 15 dakika bekletilir. Silika uzaklaştırıldıktan sonra geriye kalan fazlasıyla pürüzlendi yüzey sayesinde siman ile bağlantı kuvveti yükselir. Selektif infiltrasyon pürüzlendirmesi tekniğinin yapılan birçok çalışmada başarılı bir bağlantı kuvveti sağladığı görülmüştür (Aboushelib, 2011; Aboushelib ve ark., 2010 ve Salem ve ark. 2016).

1.2.2. Simanlar

Dental simanlar, prepare edilmiş dişe indirekt restorasyonları bağlamak için kullanılan yapıştırma ajanlarıdır. Restorasyonu prepare diş üzerinde tutan mekanizmalar adeziv olmayan (mekanik) bağlanma, mikromekanik bağlanma ve moleküler bağlanmadır (Shillingburg ve ark., 2014).

Adeziv olmayan (mekanik) bağlanma, simanın diş ve restorasyon üzerindeki küçük yüzey düzensizliklerine tutunmasıyla oluşur. Bu yapışma tipi uzun, paralele yakın ve büyük yüzey alanlı retantif preperasyonlar yardımı ile güçlenir. Bu paralele yakın duvarlar sayesinde yüzeydeki girintilere yerleşmiş olan simanı kırmadan restorasyonu çıkarmak imkansızlaşır.

Mikromekanik bağlanma gerilme kuvveti 30-40 MPa aralığında olan rezin simanlarla oluşur (Kohli ve ark., 1990). Simanın, asit uygulaması gibi yüzey hazırlıkları sonrasında oluşan yüzeydeki derin çukurlara girmesi ile efektif bir yapışma sağlanır. Bu bağlantı tipinde gerilme kuvveti bazen minenin koheziv dayanımını da aşabilmektedir. Bu sayede de çok daha konservatif preperasyonlarla seramik veneer, adeziv köprüler gibi restorasyonların yapılması mümkün olmuştur.

Moleküler bağlanma ise iki farklı materyalin molekülleri arasında oluşan fiziksel kuvvetler (bipolar, Van der Waals) ve kimyasal bağlar (iyonik, kovalent) ile oluşur. Polikarboksilat, cam iyonomer gibi simanlar bir miktar adeziv özelliğe sahipse de düşük koheziv dayanımları sebebiyle bu bağlantı sınırlanmaktadır ve restorasyonları tutabilme kabiliyetleri birincil olarak duvarların paralelliğine bağlıdır.

İdeal simanlarda olması istenen özellikler (de la Macorra ve Pradíes, 2002);

- Biyouyumlu olmalı, toksik olmamalı ve alerjik potansiyeli düşük olmalı.
- Bağlantı kuvveti yüksek olmalı
- Mikrosızıntısı düşük olmalı
- Çözünürlüğü düşük olmalı
- Sıvı absorpsiyonu olmamalı
- Gerilim, baskı ve makaslama dayanımı yüksek olmalı
- Kırılma direnci yüksek olmalı
- Kolay uygulanabilmeli, teknik hassasiyeti düşük olmalı
- Çalışma zamanı uzun sertleşme zamanı kısa olmalı
- Sertleşme reaksiyonu sırasında boyutsal değişikliği minimum olmalı
- Diş ve restorasyonlarla benzer termal ekspansiyon göstermeli
- Renk stabilitesi olmalı
- Karyostatik olmalı, sekonder çürük oluşumunu engellemeli
- Film kalınlığı ince ve akışkan olmalı
- Pulpa irritasyonu düşük olmalı
- Radyopak olmalı
- Raf ömrü uzun olmalıdır.

1.2.2.1. Daimi Simanların Sınıflandırılması

Literatürde daimi simanlar farklı özelliklere göre sınıflandırılmıştır. Craig (1989) simanları geleneksel olarak ana içeriklerine göre (örn. Çinko fosfat, çinko oksit ojenol, cam iyonomer, rezin gibi), O'Brien (2008, Chapter 9) ise matriks bağlayıcı tipine göre sınıflandırmıştır (örn. polikarboksilat, fosfat, fenolat gibi). Donovan ve Cho (1999) da simanları basitçe;

- Geleneksel simanlar: Çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer
- Modern simanlar: Resin modifiye cam iyonomer siman, rezin siman olarak ayırmıştır.

Zirkonyum oksit restorasyonların simantasyonunda çinko fosfat, cam iyonomer, çinko polikarboksilat gibi geleneksel simanlar tercih edilebilir. Geleneksel simanlar kullanıldığında gerektiğinde restorasyonun sökülebilmesi kolaylaşmaktadır. Ancak marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, dişe ve restorasyona bağlantılarının daha kuvvetli olması, film kalınlığının ince olması ve restorasyonun kırılma dayanımını arttırmaları gibi özellikleri sebebiyle rezin simanların kullanımı tercih edilmektedir.

1.2.2.1.1. Rezin Simanlar

Rezin simanlar küçük inorganik partiküllerle doldurulmuş Bis-GMA, UDMA gibi rezin matriksten oluşan kompozitlerdir. Geleneksel Bis-GMA rezin simanlara hem diş yüzeyine hem de uygun hazırlanmış metal yüzeylerine kimyasal adezyon özelliklerini arttırmak için MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) ve 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride) monomerleri eklenmiş ve adeziv rezin simanlar üretilmiştir. Bu monomerler sayesinde baz metallerdeki metal oksit tabakasına asitleme gerekmeden bağlanabilmektedir (Richard van, 2002). MDP metal-oksit seramik sistemlerine de en güçlü bağlantıyı sağlamaktadır.

Rezin simanlar sadece yüksek estetik renk uyumu kabiliyetiyle değil, aynı zamanda diğer simanlarla kıyaslandığında daha iyi bükülme ve baskı direncine sahip olmasıyla da tercih sebebidir. Yaşlandırma testi sonrasında klinik olarak kabul edilebilir bir marjin sağlayıp, minimal sızdırma ile birlikte çürük ve restorasyon kaybı riskini azalttığı görülmüştür (Gu ve Kern, 2003). Retantif diş preparasyonuna bağımlılık da rezin simanların adezyon kabiliyeti sayesinde azalmıştır, böylece sağlıklı diş dokusu daha çok korunabilmektedir (el-Mowafy, 2001). Yapışma yüzeyinde makaslama ve gerilme kuvvetlerine de diğer simanlardan çok daha dayanıklıdır. Bu özellik porselen veneerlerde in vitro (Brandson ve King, 1992), porselen inleylerde ise in vivo (Aberg ve ark., 1994) olarak test edilmiş ve geleneksel simanlarla yapıştırılan restorasyonların kırılmaya daha yatkın olduğu bulunmuştur.

Rezin simanların restoratif kompozitlerden farkı, daha az olan doldurucu içeriği ve daha fazla olan akışkanlığıdır. Rezin simanlar birçok dental yüzeye bağlantı sağlayabilir. Simanın diş yüzeyine bağlantısı dişin asitlenmesi ve ardından adeziv sürülmesi ile güçlendirilmektedir. Dentin ve siman arasındaki güvenilir bağlantı ilk kez 1982’de açıklanmış ve monomerlerin demineralize dentin matrisine penetrasyonu ile oluşan hibrit tabaka sayesinde elde edilen mikromekanik bağlantı ile sağlandığı söylenmiştir (Nakabayashi ve ark., 1982). Kanca (1992) ise asitin yıkanması sonrasında dentinin nemli bırakılması ile dentin-siman bağlantısının daha kuvvetli olduğunu göstermiştir. Bu çalışma sonrasında siman yapısına hidrofilik monomerler de katılmış ve nemli bağlanma tekniği tanıtılmıştır. Bu tekniğe göre dentin asitlenmeli, yıkanmalı ve az kurutularak nemli bırakılmalı, ardından yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmak ve hidrofobik rezine bağlantı sağlamak için primer uygulanmalıdır. Self-etch sistemler kullanıldığında ise ayrı bir asit aşaması gerekmemektedir. Bu materyaller asit ve primer/adeziv aşamalarını içeren önceki sistemlere kıyasla daha az aşama içerdiği için popülerleşmiştir. Ama bu basitleştirme başka sorunlara sebep olmuştur. Self-etch adezivler ile kimyasal sertleşen rezinler birlikte kullanıldığında adeziv tabakasındaki asidik monomerler kimyasal sertleşen rezinlerde yaygın olarak bulunan katalizör bileşenlerle reaksiyona girerek rezinin bazı bölgelerde yeterince polimerize olamamasına ve bunun sonucunda da bağlantı kuvvetinin azalmasına sebep olmaktadır (Sanares ve ark., 2001). Bu sorunu çözmek için bazı üreticiler 1 ve 2 aşamalı sistemlere kimyasal aktivatörler eklemiştir. Feldspatik ve lityum disilikat seramikler ile yapılan bir çalışmada self-etch sistemler ile standart uygulama olan hidroflorik asit ve silan uygulaması karşılaştırılmış ve self-etch sistemlerin klinik aşama sayısını düşürürken seramiğe ve simana en az HF + Silan uygulaması kadar bağlantı gücü sağlayabildiği ve güvenilir bir sistem olduğu rapor edilmiştir (Tribst ve ark., 2018).

Restoratif rezinler gibi rezin simanlarda da yüzeyde tam polimerize olmamış oksijen inhibisyon tabakası yer almaktadır. Bu tabaka restorasyonun marjinal adaptasyonunun bozulmasına sebep olarak ömrünü kısaltmaktadır. Işıklama öncesinde simanın havayla temas ettiği bölgeler olan restorasyon marjinlerine

gliserin jel uygulanarak oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu engellenebilir (Bergmann ve ark., 1991).

Rezin simanlar sertleşme mekanizmalarına göre kimyasal sertleşen, ışıkla sertleşen ve dual cure olarak; bağlanma aşamalarına göre ise total etch, self etch ve self adeziv olarak iki farklı şekilde sınıflandırılabilir.

1.2.2.1.1.1. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar

Genellikle metalik restorasyonlarda kullanılan kimyasal sertleşen rezin simanlar uzun sertleşme süresine ve kontrol edilemeyen bir çalışma süresine sahiptir. Fakat ışık metalin altına ulaşamasa da her yerde eşit bir şekilde sertleşir.

Işıkla sertleşen rezin simanlar, içinde bulundurduğu ışıkla aktive olarak polimerizasyonu başlatan kamforokinon gibi moleküller aracılığı ile sertleşir. Bu tip simanlarda ışığın her bölgeye ulaşması tam polimerizasyon için çok önemlidir. Artmış çalışma zamanı, taşan simanın temizleme kolaylığı, kimyasal sertleşen ve dual cure simanlara kıyasla daha iyi renk stabilitesi gibi avantajları vardır. Işıkla sertleşen simanlar ince ve translusent seramiklerin altında kullanılmalıdır.

Dual cure rezin simanlar ise yapısında hem ışıkla hem de kimyasal sertleşen başlatıcılar bulundurmaktadır. Seramik kalınlığının yeterli ışık geçişine izin vermediği durumlarda standart olarak kullanılır. Çalışmalar göstermiştir ki dual cure de olsa yüksek derecede polimerizasyon için ışık uygulanmasına da ihtiyaç vardır (Hasegawa ve ark., 1991 ve el-Badrawy ve el-Mowafy, 1995). Çalışma süresinin kontrol edilememesi, karıştırma işleminden kaynaklı pörözite riski, açığa çıkan tersiyer aminler sebebiyle renk stabilitesinin güvenilir olmayışı ve ışık yokluğunda polimerizasyon yüzdesi zayıf özelliklerindendir. Fakat son çalışmalarda güncel dual sertleşen rezin simanların renk stabilitesinin ışıkla sertleşenlerden anlamlı ölçüde farklı olmadığı görülmektedir (Lee ve Choi, 2018 ve Marchionatti ve ark, 2017).

1.2.2.1.1.2. Bağlanma Aşamalarına Göre Rezin Simanlar

Total etch rezin simanlar dentin ve mineyi pürüzlendirmek için %30-%40 arası fosforik asit kullanır. Asitleme sonrasında smear tabakası temizlenir ve dentin tübülleri açığa çıkar. Ardından diş-siman bağlantısını sağlamak için adeziv uygulanır. Bu kategorideki simanlar en güçlü diş-siman bağlantısını sağlamaktadır ancak aynı zamanda en çok aşamayı da içermektedir. Çok aşamalı uygulama tekniğinin her aşamada kontaminasyon riski olduğu için bağlantı etkinliğini düşürme ihtimali de vardır. Bu nedenle teknik hassasiyet önemlidir.

Self etch rezin simanlarda öncelikle diş yüzeyini hazırlamak için self etch primer sürülür ardından karıştırılan siman uygulanır. Bu kategorideki simanların diş yüzeyine bağlantı kuvveti neredeyse total etch sistemler kadar yüksektir (Ferracane ve ark., 2011). Self etch primer'lar içeren rezin siman sistemleri uygulama sırasındaki aşama sayısını azaltarak kullanıcı hatasını ve teknik hassasiyeti azaltır. Fakat bu sistemler kullanılırken üreticinin önerilerine uyulması ve önerilen siman-adeziv kombinasyonunun kullanılması gerekmektedir, çünkü araştırmacılar bazı dual cure rezin simanlar ile self etch adeziv sistemler arasında uyumsuzluklar rapor etmiştir (Kanehira ve ark., 2006).

Self adeziv rezin simanlar tek aşamalı evrensel adeziv simanlar olarak tanıtılmıştır. Dentin, mine ve porselen yüzeyine ayrıca bir bonding ajanı gerektirmeden tek aşamada iyi bir şekilde bağlanabilmektedirler. Burgess ve arkadaşlarının (2010) yaptığı çalışmada bu simanların çoğunun dentine mineden daha iyi bağlandığı gösterilmiştir. Mineye bağlantıyı arttırmak için ayrı bir asit ve bonding ajanı uygulanması önerilmiştir (De Munck ve ark., 2004). Fakat birçok çalışmada görülmüştür ki bu yaklaşım self-adeziv sistemlerde mineye bağlantı kuvvetini arttırsa da dentine bağlantı kuvvetini azaltmaktadır (Burgess ve ark., 2010 ve De Munck ve ark., 2004).

1.2.2.2. Zirkonyum Oksit Seramiklerin Simantasyonu

Polikristalin seramiklerin yüzeyleri rutin asitleme ve silanizasyon işlemleriyle pürüzlendirilemez. Bu sebeple cam seramiklere kıyasla adeziv rezinlerle aralarında güvenilir bir bağlantı sağlamak zordur. Bu seramiklerle stabil, kuvvetli bir bağlantı kurmak için MDP içeren simanlar kullanılmalıdır (örn. Panavia F, Kuraray, Tokyo, Japonya) (Elsaka, 2016). Zirkonya gibi polikristalin yapıda olan sinterlenmiş alümina içeren seramik ile dentinin bağlantısını inceleyen bir çalışmada iki adeziv rezin siman ve bir adet rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılmıştır. MDP içerikli olan adeziv siman (Panavia F), bis-GMA içerikli rezin simandan (RelyX ARC) ve rezin modifiye cam iyonomer simandan (RelyX Luting) çok daha iyi bağlantı kuvveti sergilemiştir. Bu çalışmaya göre alümina içerikli seramiklerin simantasyonunda Panavia F gibi MDP yapıları bir simanın kumlama yapmadan kullanılması önerilmiştir (Borges ve ark., 2007).

Zirkonya ile rezin simanın bağlanma dayanımına yaşlandırma koşullarının etkisini göz önünde bulunduran bir meta analiz çalışmasında yaşlandırma uygulanmayan şartlarda alümina partikülleri ile kumlama ve MDP içerikli rezin siman en yüksek bağlantı kuvvetini oluştururken, yaşlandırma uygulandığında seramik kaplama (örn. tribokimyasal silika kaplama, glaze teknikleri, seramik liner) ve MDP içerikli rezin siman kombinasyonunun diğer mekanik ve kimyasal yüzey uygulamalarına kıyasla daha başarılı olduğu bulunmuştur (Thammajarak ve ark., 2018). Alüminyum oksit ile kumlama tekniği kullanıldığında iki ana sorun ihtimali ile karşılaşılmaktadır, bunlar yüzeyde mikro çatlaklar oluşması ve hem yüzeyde hem de alt tabakalarda tetragonal fazdan monoklinik faza transformasyonun tetiklenmesidir. Bu dönüşüm materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır. Transformasyonu önlemek için üreticiler kumlama sonrası tekrar ısıtılarak tetragonal faza geri çevirmeyi (Kitayama ve ark., 2009) ya da kumlamanın sinterleme öncesinde yapılmasını tavsiye etmişlerdir (Monaco ve ark., 2013). Monoklinik dönüşümü mümkün olduğunca az tutmak için kumlama sırasında kullanılan partikül büyüklüğünün ise 30 ile 50 µm aralığında olması tavsiye edilmiştir (Kosmac ve ark.,

1999 ve Zhang ve ark., 2006). Kumlama işleminin 0,5-2,5 bar aralığında, 20 saniye süreyle, 10 mm mesafeden yapılması önerilmiştir (Özcan, 2013).

Zirkonya ile rezin siman bağlantısında in vitro çalışmalarla desteklenen etkili yöntem tribokimyasal silika ile kumlama ardından silan uygulanması ve MDP içerikli yapıştırıcı sistem kullanılmasıdır. Ancak bu sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir (Özcan ve Bernasconi, 2015 ve Tzanakakis ve ark., 2016).

1.3. Yapay Yaşlandırma

Ağız ortamı dinamik bir ortam olduğu için diş hekimliği tedavilerinde kullanılan materyaller ve hastaya ait dokular birçok ısı ve pH değişikliği ile mekanik streslere maruz kalmaktadır. Materyal çalışmalarında standardizasyonu sağlayabilmek ve uzun sürede meydana gelecek yaşlanma etkilerini daha hızlı oluşturabilmek amacıyla yapay yaşlandırma yöntemleri geliştirilmiştir. Suda bekletme, termal siklus ve çiğneme simülatörleri bu amaçla kullanılan tekniklerdir.

1.3.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Yemek, içmek ve nefes almak ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Restorasyonların ömürleri boyunca maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit edebilmek amacıyla onları in vitro şartlarda termal siklusa maruz bırakmak sıklıkla kullanılan yaşlandırma yöntemlerindendir (Şengün ve ark, 2005). Termal stresler sonucu oluşan büzülme ve genleşmeler mikrosızıntı ve marjinal boşlukların artmasına sebep olur. Bu durumun nedeni kullanılan materyallerin ve doğal diş dokularının termal genleşme katsayılarındaki farklılıklardır (Versluis ve ark., 1996). Materyallerde ve bağlantı noktalarında oluşan söz konusu yıpranmaların in vitro olarak simüle edilebilmesi farklı restorasyonların ve tekniklerin başarısını değerlendirmek için önem taşımaktadır. Ancak yine de hangi yöntem kullanılırsa

kullanılsın ağız ortamının tam anlamıyla taklit edilebilmesi mümkün değildir (Papia ve ark., 2014).

Termal siklus prosedürünü belirleyen ISO TR 11450 standardına göre (1994) 5 °C ve 55 °C'lik sularda, en az 500 siklus uygun bir yaşlandırma yöntemidir. Bir çalışmada ise (Gale ve Darvell, 1999) 10000 termal siklusun yaklaşık bir yıllık intraoral yaşlanmaya tekabül ettiği ifade edilmiştir.

1.4. Araştırmamızda Kullanılan Yüzey İnceleme Yöntemleri

1.4.1. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki tiptir. Çalışmamızda da kullanılan mekanik profilometrelerde boyutları belirli elmas bir ucun yüzeye temas ederek taraması yoluyla iki boyutlu ölçüm yapılır. Yapılan ölçümler dijital olarak hesaplanarak kaydedilir. Yüzeydeki düzensizliklerin değerleri etkilememesi için farklı açılardan ölçüm yapılmalıdır (Joniot ve ark., 2006).

Profilometre analizinde Ra, Rmax ve Rz parametreleri elde edilebilmekte olup genellikle Ra değeri kullanılmaktadır. Söz konusu parametreler şu şekilde açıklanabilir:

- **Ra:** Belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını;
- **Rmax:** Belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi;
- **Rz:** Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtir. (Altıntaş ve ark., 2017)

1.4.2. Islanabilirlik Analizi

Islanabilirlik, bir sıvı damlasının katı yüzey üzerinde yayılma miktarı olarak adlandırılır. Sıvı yüzeyinin, sıvı ile katıyı ayıran yüzey ile oluşturduğu açı olarak ifade edilen temas açısı (θ) ıslanabilirliğin ölçülmesinde kullanılır. Düşük değerler iyi ıslanabilirliği, 90° üzerindeki değerler ise zayıf ıslanabilirliği ifade etmektedir. Hidrofobik materyaller su ile yüksek temas açısı göstermektedir (O'Brien, 2008, Chapter 5).

Katılarda ıslanabilirlik özelliğinin ölçülmesinde kullanılan durağan damla yönteminde belirli hacimdeki su, katı yüzey üzerine damlatılarak yüzey ile damlacık arasındaki temas açısı ölçülür. Temas açısının değeri direkt olarak oluşan kabarcık ve katı-hava ara yüzeyinden ölçülebileceği gibi, hacmi 1 μ l'den küçük olan sıvılar için damlacığın yükseklik ve çapı kullanılarak da hesaplanabilir.

1.4.3. Bağlantı Kuvveti Testi

Materyaller arasındaki bağlantı kuvveti, avantajları ve dezavantajları olan çeşitli test metodları kullanılarak ölçülür. Söz konusu yöntemler test edilen adeziv yüzeyin alanına göre makro ve mikro yöntemler olmak üzere ikiye ayrılabilir. Adeziv bağlantı kuvvetini ölçmek için en sık kullanılan test yöntemleri “makro” yöntemlerden olan kesme bağlantı kuvveti (SBS) ve çekme bağlantı kuvveti (TBS) testleridir (Papia ve ark., 2014).

Bağlantı kuvvetini değerlendiren çalışmaların %26'sında kullanıldığı rapor edilen (Burke ve ark., 2008) kesme bağlantı kuvveti (SBS) testi, en çok kullanılan yöntemdir. Bağlantı işlemi sonrasında örnek hazırlığı için ekstra aşama gerektirmemesi sayesinde en kolay ve hızlı metod olarak bilinmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2010). Test protokolünü standardize etmek için, Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, USA) ve SDI rig (SDI, Bayswater, Victoria, Australia) gibi özel jigler üretilmiştir. Yöntemin dezavantajı ise bağlantı arayüzünde

oluşan streslerin elde edilen değerden daha kompleks olmasıdır (Braga ve ark., 2010).

Tez çalışmamızda amaç, zirkonya yüzeyine rezin siman ile bağlantı amacıyla uygulanan bazı işlemleri oluşturduğu pürüzlülük ve ıslanabilirlikteki değişim ile birlikte iki farklı kimyasal özellikteki self adeziv rezin simanın kesme bağlantı kuvvetine etkisi yönünden incelemektir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi zirkonya üzerine yüzey işlemi uygulanmasının, rezin simandaki MDP monomeri içeriğinin, ıslanabilirlik ve pürüzlülük artışının monolitik zirkonya ve rezin siman arasındaki uzun dönem bağlantı kuvvetini arttıracaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma laboratuvarlarında yürütülmüştür.

2.1. Araştırmada Kullanılan Gereçler, Materyaller ve Cihazlar

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonya restorasyonların rezin simanlar ile simantasyonu öncesinde bağlantı yüzeylerine uygulanabilecek farklı işlemler (kumlama, tribokimyasal silika kaplama, primer uygulaması) ve bu yüzeylere bağlanan farklı kimyasal içeriğe sahip iki self adeziv simanın yaşlandırma sonrasındaki bağlantı kuvvetleri test edilmiştir. Ayrıca yüzey işlemleri sonrasındaki pürüzlülük ve ıslanabilirlik özellikleri de kontrol edilmiştir. Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller, içerikleri ve üretici firmalarıyla beraber Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Araştırmada kullanılan cihazlar ise kullanım amaçları ile beraber Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller, içerikleri ve üretici firmaları

Gereç ve Materyaller	Materyal Yapısı	Üretici Firma
inCoris TZI C	$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 (\geq \%99)$ $Y_2O_3 (> \%4,5 - \leq \%6,0)$ $HfO_2 (\leq \%5)$ $Al_2O_3 (\leq \%0,04)$ Diğer oksitler ($\leq \%1,1$)	Dentsply Sirona, USA
RelyX U200	Baz: Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, Metakrilat monomerleri, Silanlanmış doldurucular, Başlatıcı bileşenler, Stabilize ediciler, Reolojik katkılar Katalizör: Metakrilat monomerleri, Alkali doldurucular, Silanlanmış doldurucular, Başlatıcı bileşenler, Stabilize ediciler, Pigmentler, Reolojik katkılar	3M ESPE, St. Paul, USA

Çizelge 2.1. Devam Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller, içerikleri ve üretici firmaları

Gereç ve Materyaller	Materyal Yapısı	Üretici Firma
Panavia SA Cement Plus	A Patı: 10-Metakriloyloksidesil Dihidrojen Fosfat (MDP), Bisfenol A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA), Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), Hidrofobik aromatik dimetakrilat, 2-Hidroksimetakrilat (HEMA), Silanlanmış baryum cam dolducu, Silanlanmış kolloidal silika, dl-Kamferokinon, Peroksit, Katalizörler, Pigmentler B Patı: Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Silan bağlantı ajanı, Silanlanmış baryum cam doldurucu, Alüminyum oksit doldurucu, Yüzeyi işlem görmüş sodyum florid (%1'den az), dl-Kamferokinon, Hızlandırıcılar, Pigmentler	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan
Ultradent Bonding Jig	-	Ultradent Products, South Jordan, UT, USA
Korox 50	%99,6 alüminyum oksit	BEGO Implant Systems, Bremen, Germany
Rocatec Soft	Silika (SiO ₂) ile modifiye edilmiş yüksek saflıkta 30 µm alüminyum oksit	3M ESPE, Seefeld, Germany
Z-Prime Plus	Etanol (%75 – 85) BisGMA (%5 – 10) 2-Hidroksietil Metakrilat (%5 – 10) 10-Metakriloyloksidesil Dihidrojen Fosfat (MDP) (%1 – 5)	BISCO, Schaumburg, IL, U.S.A
Ultradent Silane	Metakriloksi propil trimetoksi silan (<%10) İzopropil alkol (<%95)	Ultradent Products, South Jordan, UT, USA
Integra Soğuk Tamir Akriği	Polimetil Metakrilat	Birleşik Grup Dental, Ostim, Ankara

Çizelge 2.2. Araştırmada kullanılan cihazlar ve kullanım amaçları

Kullanım Amacı	Kullanılan Cihaz	Üretici Firma
Monolitik zirkonya örneklerin diskler üzerinde dizaynı ve freze işlemleri	inLab MC X5	Dentsply Sirona, USA
Zirkonya örneklerin sinterleme işlemi	inFire HTC Speed	Dentsply Sirona, USA
Örneklerin ultrasonik olarak temizlenme işlemi	Biosonic UC1	Coltene Whaledent, Altstätten, Switzerland
Rezin simanların ışıık ile polimerizasyonu	Bluephase 20i	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Örneklerin 50 µm Al ₂ O ₃ ile pürüzlendirilmesi	Heraeus Combilabor CL-FSG 3	Heraeus, Hanau, Germany
Örneklerin 30 µm silika kaplı Al ₂ O ₃ ile tribokimyasal olarak pürüzlendirilmesi	3M ESPE Rocatec Junior	3M ESPE, St. Paul, USA
Örnek yüzeylerinin temas açılarının ölçülmesi	Krüss DSA30S	Krüss, Hamburg, Germany
Örnek yüzeylerinin pürüzlülüğünün ölçülmesi	Mahr Perthometer M2	Mahr, Göttingen, Germany
Termal siklus ile yaşlandırma	THE-1100 Thermocycler	SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany
Shear bağlantı kuvvetinin ölçülmesi	Bisco Shear Bond Tester	BISCO, Schaumburg IL, U.S.A
Örnek yüzeylerindeki olası mum kalıntılarının temizlenmesi	Triton SLA	BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Bremen, Germany
Etüv	Köttermann Labortechnik	Köttermann, Uetze, Germany
Kırılma sonrası bağlantı başarısızlık tiplerinin incelenmesi	Leica MZ12	Leica Microsystems, Wetzlar, Germany

2.2. Test Gruplarının Oluşturulması

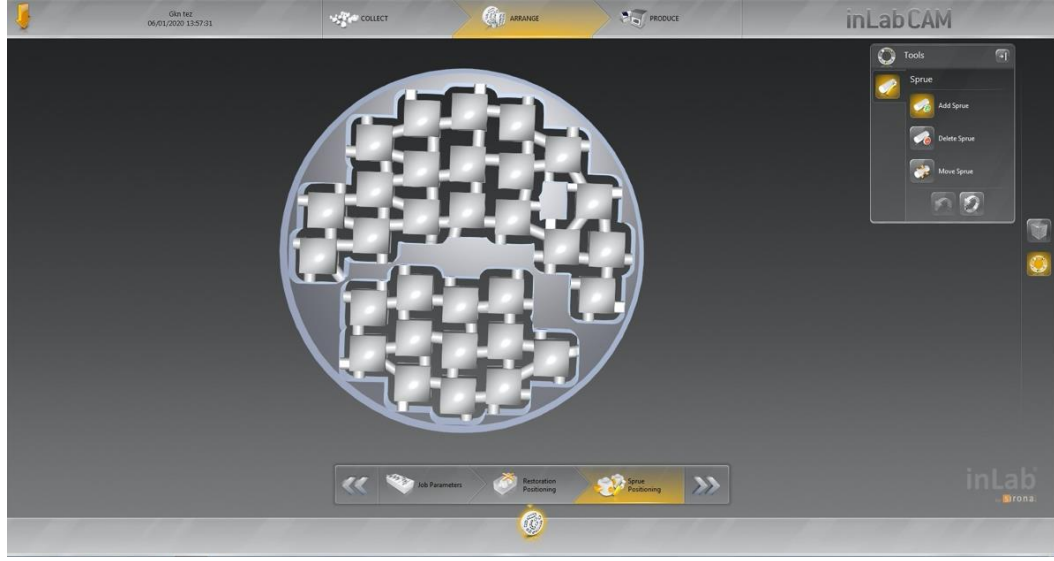
Üç farklı yüzey işlemi ve kontrol grubu ile iki farklı siman sistemi kullanılması planlanan çalışma için hazırlanan sekiz grup Çizelge 2.3'te gösterilmiştir. Her grup başına 11 örnek kullanılarak toplam 88 örnek hazırlanmıştır.

Çizelge 2.3. Çalışmanın örnek grupları

Yüzey İşlemi	Siman	Örnek Sayısı
Kontrol grubu (işlem yok)	RelyX U200 (MDP -)	11
	Panavia SA Cement (MDP +)	11
Kumlama grubu	RelyX U200 (MDP -)	11
	Panavia SA Cement (MDP +)	11
Rocatec grubu	RelyX U200 (MDP -)	11
	Panavia SA Cement (MDP +)	11
Z-Prime grubu	RelyX U200 (MDP -)	11
	Panavia SA Cement (MDP +)	11

2.3. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

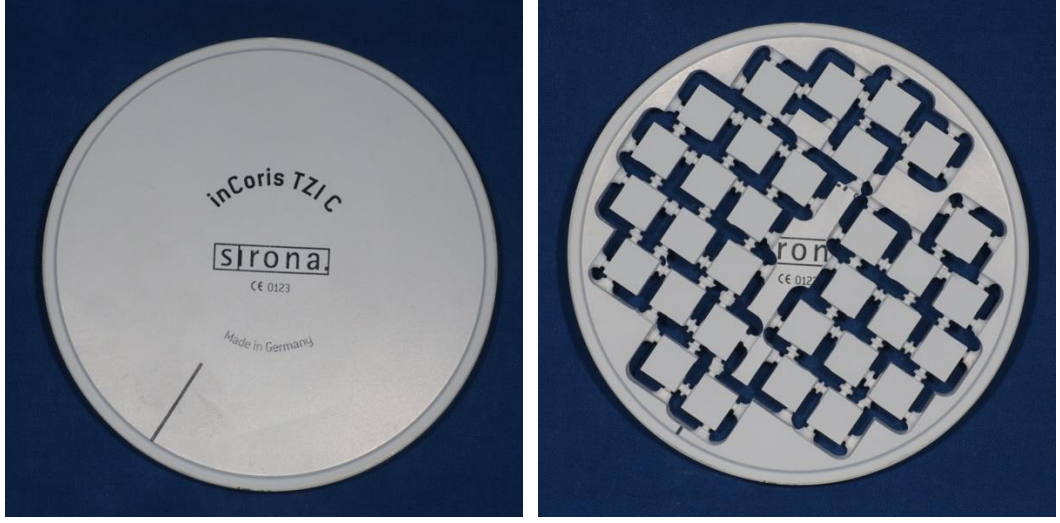
Örnek yüzeylerinin rutin klinik prosedürde hazırlanan kron iç yüzeylerine benzer bir şekilde freze edilerek oluşturabilmesi amacıyla Meshmixer (Autodesk, USA) programı kullanıp zirkonya diskler için 9 x 9 x 9 mm boyuta sahip bir küp formunda 3 boyutlu çizim yapıldı. STL (Standard Tessellation Language) formatında oluşturulan bu tasarım inLab CAM (ver. 16.2) programına aktarılarak küplerin zirkonya disklerin içindeki yerleşimi belirlendi (Şekil 2.1) ve inLab MCX5 cihazı (Şekil 2.2) kullanılarak iki adet zirkonya disk aynı projeye göre freze edildi (Şekil 2.3).



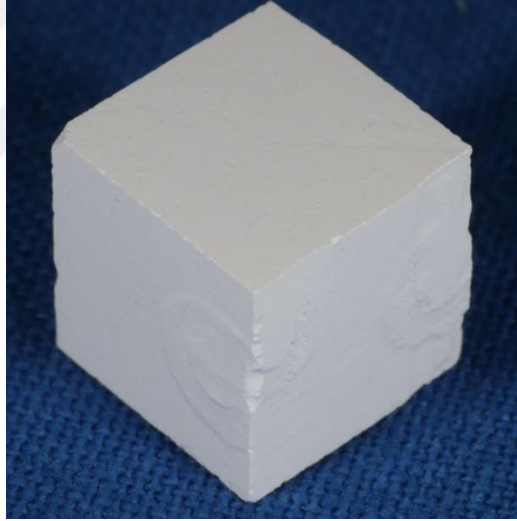
Şekil 2.1. inLab CAM programında proje dizaynı



Şekil 2.2. inLab MCX5



Şekil 2.3. Freze işlemi öncesi ve sonrası zirkonya disk



Şekil 2.4. Freze sonrası elde edilen zirkonya küp

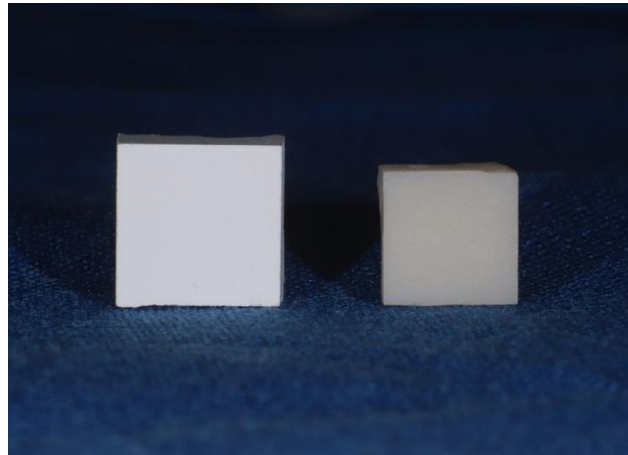
Elde edilen küplerin (Şekil 2.4) sadece aynı frez hareketleri ile kesilmiş alt ve üst yüzeylerinin kullanılması ve shear bağlantı kuvveti test cihazına uygun formda akrile gömülebilmesi için kısmen sinterlenmiş örnekler bir kıl testere kullanılarak ikiye bölündü. Kare formdaki zirkonya örnekler inFire HTC Speed (Dentsply Sirona, USA) (Şekil 2.5) sinterleme fırını kullanılarak firma önerilerine uygun şekilde Çizelge 2.4’te gösterilen programda sinterlendi.

Çizelge 2.4. Zirkonya örneklerin sinterlenme programı

Isıtma oranı °C/dk	Tutma sıcaklığı °C	Tutma süresi dk
25	800	0
15	1510	120
30	200	0

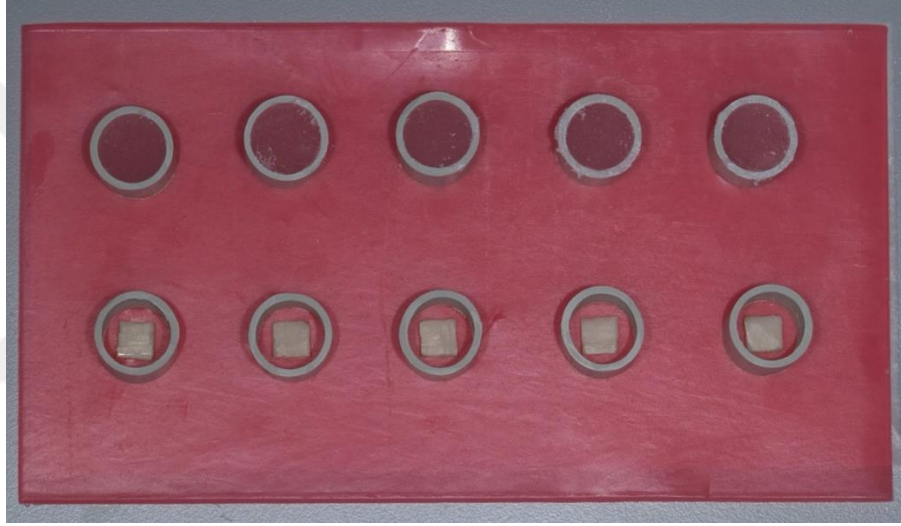


Şekil 2.5. inFire HTC speed sinterleme fırını



Şekil 2.6. Zirkonya örneklerin sinterlenme öncesi ve sonrası boyutları

Sinterleme sonrasında örnekler 7 x 7 mm boyutuna küçüldü (Şekil 2.6). Örneklerin shear bond test cihazına uygun yükseklik ve formda olması için plastik bir boru, separe yardımıyla 14 mm uzunluğunda parçalara ayrıldı, ardından akrilik rezin kullanılarak zirkonya örnekler silindirlerin içine gömüldü. Akrilik rezine gömülme işlemi için, örneklerin yüzeyinde bir kirlenme olmaması ve tamamen düz bir shear test bölgesi oluşturulması amacıyla özel bir teknik uygulandı. Zirkonya örnekler bir mum tabakasına ters bir şekilde yerleştirilip etrafına hazırlanan silindirler konumlandırıldı, ardından arka tarafından kimyasal olarak sertleşen akrilik rezin dökülerek oda sıcaklığında polimerizasyona bırakıldı (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Zirkonya örneklerin akrile gömülme işlemi

Sonrasında zirkonya yüzeyler basınçlı sıcak su buharı (Triton SLA, BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) (Şekil 2.8) yardımıyla muhtemel mum kalıntılarından temizlendi. Ayrıca bütün örnekler uygulanacak yüzey işlemlerinden hemen önce distile su kullanılarak 15 dk ultrasonik banyoda (Biosonic UC1, Coltene Whaledent, Altstätten, Switzerland) (Şekil 2.9) tutuldu.



Şekil 2.8. Basınçlı buhar cihazı



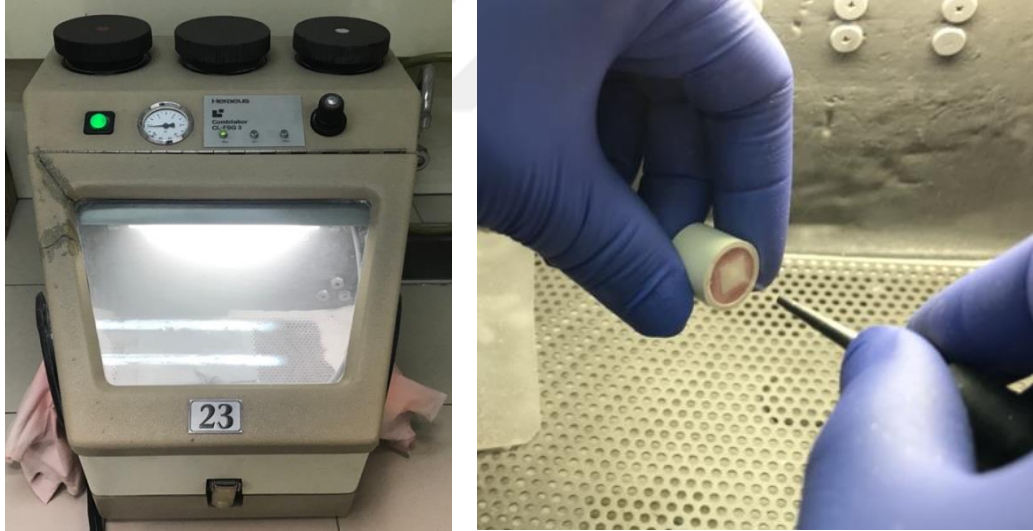
Şekil 2.9. Ultrasonik temizleme cihazı

Test gruplarının oluşturulması amacıyla, uygulanacak yüzey işlemlerine ve simanlara göre 88 adet örnek rastgele 11'li gruplara ayrıldı.

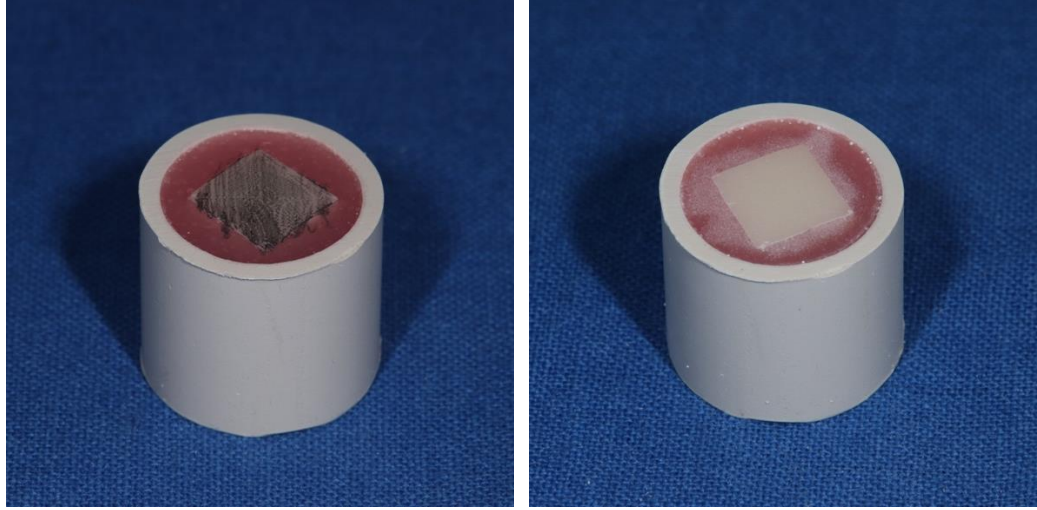
2.4. Uygulanan Yüzey İşlemleri

2.4.1. Al₂O₃ ile Kumlama

Kumlama işlemi için seçilen örnekler, Heraeus Combilabor CL-FSG 3 (Heraeus, Hanau, Germany) kumlama cihazı (Şekil 2.10) kullanılarak, 50 µm Al₂O₃ kumu (Korox 50, BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) ile 10 mm mesafeden, 90° açıyla, 2 bar basınç altında, 20 sn süre ile pürüzlendirildi. Kumlama işleminin tüm yüzeye eşit bir şekilde yapıldığından emin olmak için Şekil 2.11’de gösterildiği şekilde zirkonya yüzeyler önce bir kurşun kalem ile boyandı ardından dairesel hareketlerle yapılan kumlama sonucunda hiçbir yerde iz kalmadığı görüldü (Özcan, 2013). Ardından siman uygulanmasının hemen öncesinde yüzeydeki olası kalıntılar distile su kullanılarak 15 dk ultrasonik banyoda temizlendi.



Şekil 2.10. Kumlama cihazı ve kumlama işlemi



Şekil 2.11. Kumlama öncesi kurşun kalemle boyanan yüzey ve örneğin kumlama sonrası görünümü

2.4.2. Tribokimyasal Silika Kaplama ve Silan Uygulaması

Bu gruptaki örnekler Rocatec Junior kumlama cihazı (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Şekil 2.12) kullanılarak, silika ile modifiye edilmiş $30\ \mu\text{m}$ Al_2O_3 kumu (Rocatec Soft, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) ile 10 mm mesafeden, 90° açıyla, 2 bar basınç altında, 20 sn süre ile pürüzlendirildi. Kumlama işlemini takiben silan (Ultradent Silane, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA), firma önerilerine uygun olarak ince bir tabaka şeklinde uygulandı ve buharlaşması için 60 sn beklendikten sonra hava spreyi yardımı ile kurutuldu.



Şekil 2.12. Rocatec Junior kumlama cihazı

2.4.3. Zirkonya Primeri Uygulanması

Primer uygulaması öncesinde yüzeyi temizlemek ve hazırlamak için firma önerilerine uygun olarak kumlama cihazı kullanılarak (Heraeus Combilabor CL-FSG 3, Heraeus, Hanau, Germany), 50 μm Al_2O_3 kumu (Korox 50, BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Bremen, Germany), 10 mm mesafeden, 90° açıyla, 2 bar basınç altında, 20 sn süre ile uygulandı. Kumlama işlemini takiben örnekler distile su kullanılarak 15 dk ultrasonik banyoda temizlendi. Ardından Z-Prime Plus (BISCO, Schaumburg IL, U.S.A) bir bond fırçası yardımı ile iki ince tabaka şeklinde tüm yüzeye eşit olarak uygulandı (Şekil 2.13) ve hava spreyi kullanılarak 5 sn süre ile kurutuldu.

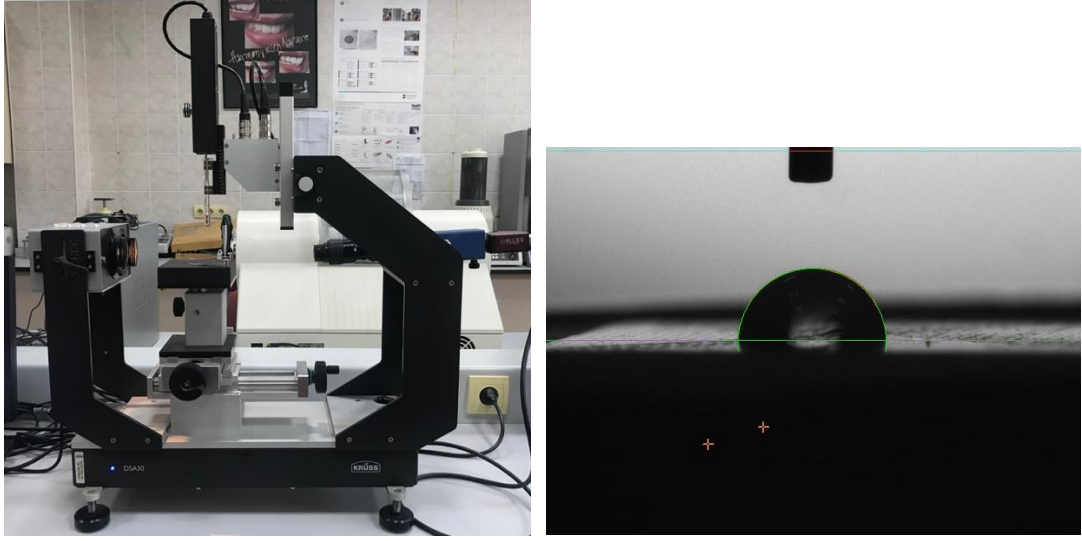


Şekil 2.13. Z-Prime Plus ve primer uygulama işlemi

2.5. Yüzey İşlemleri Sonrası Yapılan Ölçümler

2.5.1. Islanabilirlik Ölçümleri

Hazırlanan örnek yüzeyleri hidrofilisitesinin değerlendirilmesi amacıyla Krüss DSA30S (Krüss GmbH, Hamburg, Germany) ıslanabilirlik ölçüm cihazında incelendi (Şekil 2.14). Zirkonya yüzeylere sabit miktarda (30 µl) distile su damlatılıp 5 sn beklendikten sonra fotoğrafı çekildi, elde edilen fotoğraflar üzerinde cihazın yazılımı kullanılarak temas açısı ölçümü yapıldı.



Şekil 2.14. Islanabilirlik ölçüm cihazı ve ölçüm işlemi

2.5.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

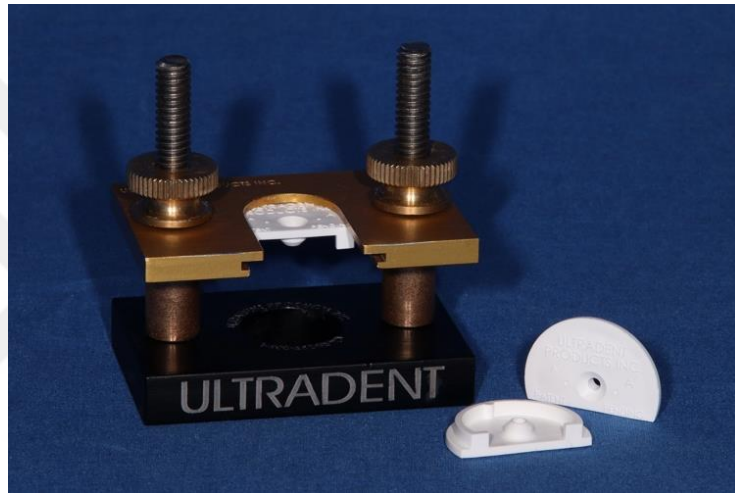
Yüzey pürüzlülük ölçümleri için profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) kullanıldı. İşlem yapılan her bir örnek yüzeyinden Şekil 2.15'te gösterildiği gibi 4'er kez pürüzlülük ölçümü yapıldı ve elde edilen Ra değerlerinin ortalamaları alınarak kaydedildi. Ölçüm 4 mm uzunluğunda, uç hızı 0,5 mm/sn olarak yapıldı ve her 3 örnekte bir cihaz kalibre edildi. Örneğin tam ortasındaki simantasyon yüzeyine temas etmemek için ölçümler kare formundaki zirkonyanın 4 kenarından yapıldı.



Şekil 2.15. Profilometre ile pürüzlülük ölçümü

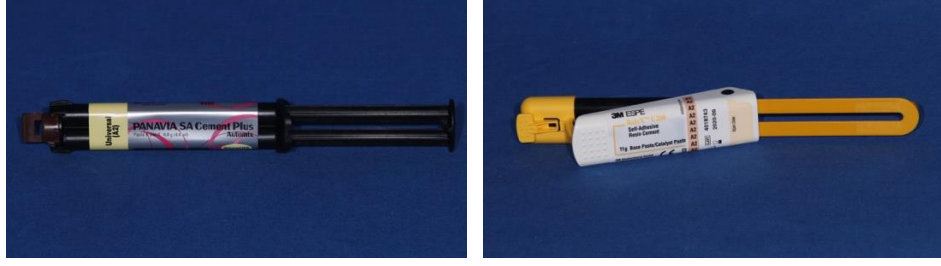
2.6. Simanların Örneklere Bağlanması

Zirkonya örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra SBS (shear bond strength) ölçümü için standardizasyonu sağlamak amacıyla Ultradent Bonding Jig (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) (Şekil 2.16) kullanıldı. 2,3 mm çapındaki dairesel rezin siman bağlantı yüzeyini oluşturmak için jige takılan üretici firmanın 50-100 kullanımlık olduğunu belirttiği polipropilen kalıplar her yüzey işlemi grubunda (n=22) yenisi ile değiştirildi.

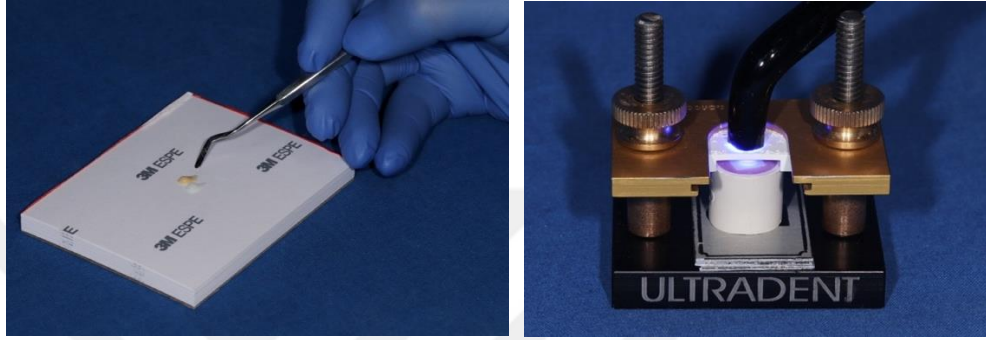


Şekil 2.16. Ultradent Bonding Jig ve yedek kalıpları

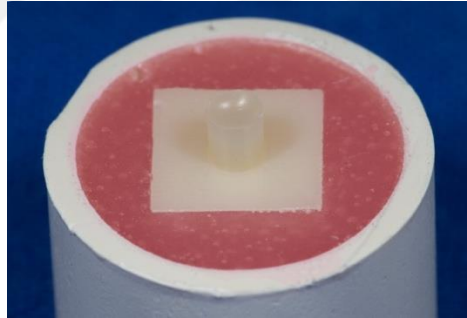
Çalışmamızda MDP monomeri içeren Panavia SA Cement (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan) ve MDP monomeri içermeyen RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, USA) self adeziv rezin simanlar kullanılmıştır (Şekil 2.17). Örnekler jige yerleştirildikten ve tam ortasına denk gelecek şekilde kalıp yüzeye sabitlendikten sonra rezin siman bir karıştırma kağıdında karıştırılarak kalıba yerleştirildi. Ardından rezin simanlar üretici firmaların önerilerine uygun olarak (RelyX U200: 20 sn; Panavia SA: 10 sn, 800-1400 mW/cm²) ışın cihazı (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile polimerize edildi (Şekil 2.18).



Şekil 2.17. Çalışmamızda kullanılan self adeziv rezin simanlar



Şekil 2.18. Simanların karıştırılma ve polimerizasyon işlemleri



Şekil 2.19. Siman bağlandıktan sonra örnek yüzeyi

Polimerizasyon işlemini takiben simanın üzerine bir fulvar yardımı ile bastırılarak sabitlendikten sonra bonding jig'in vidaları gevşetilip kalıp dikey doğrultuda uzaklaştırıldı. Bazı örneklerde kalıbın sınırını aşan az miktardaki taşkın siman bir bisturi yardımı ile temizlendi. Bağlantısı tamamlanan tüm örnekler (Şekil 2.19) kimyasal polimerizasyonun da tamamlanması için 24 saat süre ile 37 °C etüvde (Köttermann GmbH, Uetze, Germany) bekletildi.

2.7. Termal Yaşlandırma İşlemi

Tüm örnekler solüsyon sıcaklıkları 5 - 55 °C ve daldırma süresi 25 sn olan termal yaşlandırma cihazı kullanılarak (Thermocycler THE-1100 SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 2.20) 10000 siklus yaşlandırılmıştır.



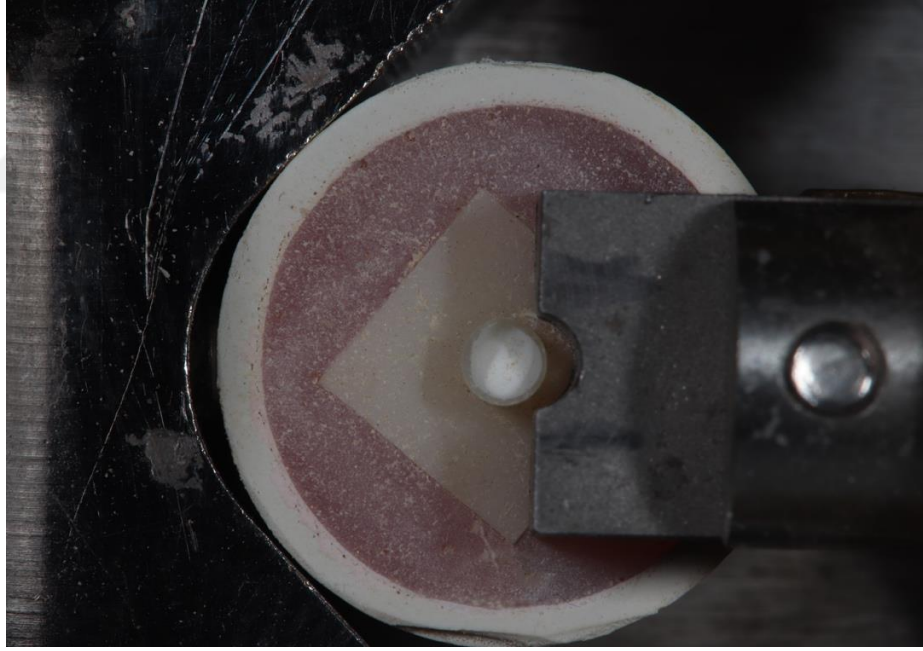
Şekil 2.20. Termal siklus cihazı

2.8. Kesme Bağlantı Kuvveti Ölçümü

SBS değerlerinin ölçümü termal yaşlandırmadan hemen sonra evrensel bir test cihazı (Shear Bond Tester, BISCO, Schaumburg IL, U.S.A) (Şekil 2.21) kullanılarak yapılmıştır. Cihazın Ultradent Bonding Jig ile tam uyumlu, adeziv yüzeye kesme kuvveti uygulayan yükleme başlığı (Şekil 2.22) 0,5 mm/sn hız ile kullanılmıştır. Bağlantının koptuğu andaki yük N (Newton) olarak kaydedilmiş ve SBS değeri bu yükü bağlantı yüzeyinin alanına (mm^2) bölerek MPa (Megapascal) cinsinden hesaplanmıştır. Çapı bonding jig kullanılarak standart 2,3 mm ölçüsünde hazırlanan dairesel siman bağlantı alanları $A=\pi r^2$ formülü ile $4,15 \text{ mm}^2$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 2.21. Kesme bağlantı kuvveti test cihazı



Şekil 2.22. Jig kullanılarak bağlanan siman formu ile uyumlu yükleme başlığı

Simanlar koparıldıktan sonra yüzeyler başarısızlık tiplerini tanımlamak için bir stereomikroskop (MZ12, Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) yardımı ile incelenmiş ve neredeyse tamamının siman – zirkonya arayüzünde adeziv başarısızlık olduğu görülmüştür.

2.9. İstatistiksel Analiz

Farklı yüzey işlemleri ile uygulanan iki farklı yapıdaki simanın yaşlandırma sonrası shear bağlantı kuvvetleri, yüzey işlemleri sonrasında zirkonya yüzeyinin pürüzlülük (Ra) ve temas açısı değerlerinin istatistiksel analizlerinde açık kaynaklı (open source) R istatistik yazılımından yararlanıldı (Anonymous, 2011).

Kontrol grubu dışındaki yüzey işlemlerinin farklı simanlar dikkate alınmadan SBS değerlerinin istatistiksel anlamlılığı Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA) ile belirlendi, ardından Dunnet çoklu karşılaştırma testi ile gruplar birbiri arasında karşılaştırıldı.

Kontrol grubunu göz ardı ederek yüzey işlemleri ve simanların SBS değerlerinin birlikte değerlendirilmesi amacıyla öncelikle İki Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği (Factorial ANOVA) uygulandı, ardından yüzey işlemlerine göre simanların ve simanlara göre yüzey işlemlerinin karşılaştırılmasında Asgari Önemli Fark (Least Significant Difference = LSD) testi uygulandı.

Yüzey işlemleri gruplarının ıslanabilirlik ve pürüzlülük açısından karşılaştırılması amacı ile her veri seti için öncelikle One Way ANOVA ardından LSD testleri uygulandı.

3. BULGULAR

Çalışmamızda zirkonya yüzeylere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin pürüzlülüğe, ıslanabilirliğe ve yapay yaşlandırma sonrasında iki farklı simanın bağlantı kuvvetine etkisi in vitro olarak değerlendirilmiştir.

3.1. Yüzey İşlemlerinin Islanabilirliğe Etkisi

3.1.1. Yüzey Temas Açısı Ölçüm Verileri

Freze edildikten sonra hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubu ve yüzey işlemi gruplarında yapılan yüzey temas açısı (θ) ölçümleri derece cinsinden Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Yüzey temas açısı ölçüm değerleri

Islanabilirlik (θ)				
	Kontrol	Kumlama	Rocatec	Z-Prime
1	73,6	33,2	56,6	37,5
2	92,1	55,3	60,5	32,2
3	88,5	37,4	65,1	35,2
4	97,6	34,9	60,6	42,7
5	92,1	48,9	60,0	34,6
6	96,9	43,8	60,1	43,5
7	92,5	56,2	53,2	45,8
8	89,9	38,9	61,8	47,5
9	89,3	54,5	60,8	39,4
10	94,5	44,7	60,7	45,1
11	78,8	46,5	62,2	44,7
12	81,9	54,6	59,8	38,3
13	93,5	57,9	63,2	36,6
14	93,0	30,6	58,3	37,6
15	93,8	46,0	63,4	37,8

Çizelge 3.1. Devam Yüzey temas açısı ölçüm değerleri

Islanabilirlik (°)				
	Kontrol	Kumlama	Rocatec	Z-Prime
16	79,7	47,4	61,9	42,2
17	99,4	40,8	61,2	43,6
18	77,2	34,2	61,9	38,8
19	94,0	42,6	62,4	40,1
20	89,3	45,9	57,1	41,3
21	91,7	57,2	62,9	40,9
22	80,3	53,0	63,6	32,2

3.1.2. Yüzey Temas Açısı İstatistiksel Analizi

Yapılan ölçümler sonucu elde edilen temas açısı değerleri Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA) tekniği ile değerlendirilmiş ve gruplar arası P değeri 0,000 bulunmuştur. Uluslararası standart olan $\alpha=0,05$ değerinden çok küçük olduğundan en az iki yüzey işleminin ıslanabilirlik ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($P<0,05$). Hangi yüzey işlemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunun belirlenebilmesi için gruplar Asgari Önemli Fark (AÖF; Least Significant Difference, LSD) çoklu karşılaştırma testine tabi tutulmuştur. Dört grubun da diğerlerine göre farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Islanabilirlik tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey İşlemi	Islanabilirlik					
	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Kontrol	22	89,1 ^D	7,21	1,54	73,6	99,4
Kumlama	22	45,7 ^B	8,43	1,80	30,6	57,9
Rocatec	22	60,8 ^C	2,66	0,57	53,2	65,1
Z-Prime	22	39,9 ^A	4,28	0,91	32,2	47,5

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki YÜZEY İŞLEMİ ortalaması arasındaki fark istatistik olarak ÖNEMLİDİR ($P<0,05$).

3.2. Yüzey İşlemlerinin Pürüzlülüğe Etkisi

3.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Verileri

Freze edildikten sonra hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubu ile yüzey işlemi gruplarında her örnekten yapılan dört adet pürüzlülük (Ra) ölçümünün ortalamaları mikrometre (μm) cinsinden Çizelge 3.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.3. Yüzey pürüzlülüğü ortalama ölçüm değerleri

Pürüzlülük (μm)				
	Kontrol	Kumlama	Rocatec	Z-Prime
1	0,399	0,800	0,453	0,783
2	0,446	0,825	0,432	0,640
3	0,467	0,825	0,457	0,713
4	0,352	0,858	0,456	0,721
5	0,437	0,805	0,441	0,651
6	0,492	0,810	0,441	0,825
7	0,454	0,802	0,468	0,588
8	0,460	0,841	0,458	0,636
9	0,451	0,856	0,431	0,638
10	0,393	0,800	0,455	0,810
11	0,422	0,808	0,474	0,821
12	0,475	0,866	0,458	0,710
13	0,499	0,874	0,464	0,803
14	0,512	0,799	0,439	0,646
15	0,500	0,842	0,472	0,677
16	0,477	0,820	0,489	0,671
17	0,485	0,892	0,460	0,689
18	0,407	0,799	0,483	0,773
19	0,405	0,848	0,442	0,803
20	0,470	0,898	0,512	0,806
21	0,451	0,811	0,495	0,758
22	0,487	0,846	0,480	0,827

3.2.2. Yüzey Pürüzlülüğü İstatistiksel Analizi

Yapılan ölçümler sonucu elde edilen pürüzlülük değerleri Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA) tekniği ile değerlendirilmiş ve gruplar arası P değeri 0,000 bulunmuştur. Uluslararası standart olan $\alpha=0,05$ değerinden çok küçük olduğundan en az iki yüzey işleminin ıslanabilirlik ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($P<0,05$). Hangi yüzey işlemlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunun belirlenebilmesi için gruplar Asgari Önemli Fark (AÖF; Least Significant Difference, LSD) çoklu karşılaştırma testine tabi tutulmuştur. Kontrol ve Rocatec grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Kumlama ve Z-Prime grupları ise hem birbirinden hem de Kontrol ve Rocatec gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı bulunmuştur ($P<0,05$). Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Yüzey pürüzlülüğü tanımlayıcı istatistikleri

Yüzey İşlemi	Pürüzlülük (μm)					
	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Kontrol	22	0,455 ^A	0,0662	0,0141	0,346	0,598
Kumlama	22	0,833 ^C	0,0310	0,0066	0,799	0,898
Rocatec	22	0,462 ^A	0,0209	0,0045	0,431	0,512
Z-Prime	22	0,727 ^B	0,0764	0,0163	0,588	0,827

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki YÜZEY İŞLEMİ ortalaması arasındaki fark istatistik olarak ÖNEMLİDİR ($P<0,05$).

3.3. Yüzey İşlemleri ve Siman Tipinin Kesme Bağlantı Kuvvetine (SBS) Etkisi

3.3.1. Yüzey İşlemi ve Siman Gruplarının SBS Ölçüm Verileri

Hazırlanan örneklere 1 yıla eşdeğer (Gale ve Darvell, 1999) 10.000 termal siklus ile yapay yaşlandırmanın hemen sonrasında SBS ölçümü yapılmıştır. Diğer gruplardaki simanlar yaşlandırma sonrası bağlantısını korurken yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubundaki RelyX simanlar termal siklus sırasında ölçüm öncesi başarısızlığa uğramıştır. Bu nedenle söz konusu gruptan SBS değeri elde edilememiştir. SBS ölçüm değerleri megapascal (MPa) cinsinden Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. Kesme bağlantı kuvveti (MPa) ölçüm değerleri.

Kesme Bağlantı Kuvveti (MPa)								
	Kontrol		Kumlama		Rocatec		Z-prime	
	Panavia	RelyX	Panavia	RelyX	Panavia	RelyX	Panavia	RelyX
1	0,892	*	2,651	1,807	9,133	8,699	7,711	12,313
2	0,771	*	2,410	1,422	7,494	10,024	11,542	16,602
3	2,024	*	2,651	2,193	9,012	5,108	12,000	9,470
4	1,639	*	1,976	1,831	9,904	4,193	10,675	10,892
5	0,651	*	2,313	2,313	8,145	9,904	9,687	14,530
6	1,470	*	2,072	1,494	7,036	6,482	6,819	10,506
7	1,108	*	2,867	1,205	10,554	12,434	5,181	17,060
8	0,988	*	2,096	1,542	5,711	4,289	4,434	11,880
9	0,651	*	2,651	1,012	10,771	9,349	4,843	12,554
10	1,205	*	2,193	1,735	8,916	6,940	4,627	11,229
11	2,096	*	2,265	1,976	8,241	6,265	7,253	12,434

“*” ile gösterilen örneklerde değer elde edilememiştir.

3.3.2. SBS Değerlerinin İstatistiksel Analizi

3.3.2.1. Kontrol Grubu Göz Ardı Edilerek Yüzey İşlemlerinin Karşılaştırılması

Kontrol grubundaki RelyX örneklerinin test öncesi başarısızlığa uğraması sebebiyle simanlar dikkate alınmadan tüm yüzey işlemleri grubu üzerinden yapılan bu kıyaslamaya dahil edilememiştir. İstatistiksel olarak, sadece değer elde edilebilen Kontrol/Panavia örneklerinin ortalaması üzerinden kıyaslama yapılabilecek olsa da diğer gruplar (n=22) her iki simanı içerirken Kontrol grubunun (n=11) sadece bir siman içermesi bu karşılaştırmayı anlamsız kılmaktadır. Bu nedenle kontrol grubu ıslanabilirlik ve pürüzlülük karşılaştırmalarına dahil edilebilirken SBS istatistiklerine dahil edilememiştir.

Gruplar arasında Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA) kullanılarak yapılan hesaplamada P değeri 0,000 olarak bulunmuştur. Uluslararası standart olan $\alpha=0,05$ değerinden çok küçük olduğundan en az iki grubun ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($P<0,05$). Hangi grupların ortalamalarının farkının istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirlemek için Dunnet Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Dunnet Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre Kumlama, Rocatec ve Z-Prime gruplarının hepsinin ortalamaları birbirlerinden istatistiksel olarak önemli farklar göstermiştir ($P<0,05$). Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.6’te gösterilmiştir.

Çizelge 3.6. Yüzey işlemleri gruplarının ortalama kesme bağlantı kuvveti tanımlayıcı istatistikleri

Kesme Bağlantı Kuvveti (MPa)						
Yüzey İşlemi	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Kumlama	22	2,031 ^A	0,4914	0,1048	1,012	2,867
Rocatec	22	8,118 ^B	2,1813	0,4651	4,193	12,434
Z-Prime	22	10,193 ^C	3,6307	0,7741	4,434	17,060

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki YÜZEY İŞLEMİ ortalaması arasındaki fark istatistik olarak ÖNEMLİDİR ($P < 0.05$).

3.3.2.2. Kontrol Grubu Göz Ardı Edilerek Yüzey İşlemleri ve Simanların Birlikte Değerlendirilmesi

Yüzey İşlemleri ve Simanlara göre yapılan İki Faktörlü Faktöriyel Varyans Analizi (Factorial ANOVA) sonucunda Yüzey İşlemi ve Siman gruplarının karşılıklı etkileşimine ait P değeri 0,000 bulunmuştur. Bu değer uluslararası standart olan $\alpha=0,05$ değerinden çok küçük olduğundan Yüzey İşlemi x Siman karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemlidir ($P < 0,05$). Bu durumda araştırmamızda yer alan gruplarda iki şekilde karşılaştırma yapılmıştır:

- Her yüzey işleminde simanları karşılaştırmak
- Her simanda yüzey işlemlerini karşılaştırmak

3.3.2.2.1. Her Yüzey İşleminde Simanların Çoklu Karşılaştırılması

Her yüzey işlemleri grubunda simanların birbiri ile karşılaştırılması amacıyla SBS değerleri Asgari Önemli Fark (AÖF; Least Significant Difference, LSD) çoklu karşılaştırma testine tabi tutulmuştur. İstatistiksel analiz sonucunda Kumlama ve Rocatec gruplarında Panavia ve RelyX simanlarının birbirinden farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Z-Prime grubunda ise RelyX örneklerinin bağlantı kuvveti Panavia örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek

bulunmuştur ($P<0,05$). Yapılan analizin tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.7. Yüzey işlemlerinde simanların karşılaştırılması tanıtıcı istatistikleri

Yüzey İşlemi	Siman	Kesme Bağlantı Kuvveti (MPa)					
		N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Kumlama	Panavia	11	2,377 ^A	0,2914	0,0879	1,976	2,867
	RelyX	11	1,685 ^A	0,3982	0,1201	1,012	2,313
Rocatec	Panavia	11	8,629 ^A	1,5208	0,4585	5,711	10,771
	RelyX	11	7,608 ^A	2,6657	0,8038	4,193	12,434
Z-Prime	Panavia	11	7,706 ^A	2,8574	0,8615	4,434	12,000
	RelyX	11	12,679 ^B	2,4327	0,7335	9,470	17,060

¹⁾ Her YÜZEY İŞLEMİNDE Farklı Harfle Gösterilen iki SİMAN ortalaması arasındaki fark istatistik olarak ÖNEMLİDİR ($P<0,05$).

3.3.2.2.2. Her Simanda Yüzey İşlemlerinin Çoklu Karşılaştırılması

Her simanda yüzey işlemlerinin birbiri ile karşılaştırılması amacıyla SBS değerleri Asgari Önemli Fark (AÖF; Least Significant Difference, LSD) çoklu karşılaştırma testine tabi tutulmuştur. İstatistiksel analiz sonucunda Panavia örneklerinde Rocatec ve Z-Prime yüzey işlemleri istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmazken Kumlama işleminde bağlantı kuvveti anlamlı bir şekilde daha düşük bulunmuştur ($P<0,05$). RelyX örneklerinde ise her üç yüzey işleminin de bağlantı kuvveti değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde birbirinden farklı bulunmuştur ($P<0,05$). Yapılan analizin tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.8’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.8. Simanlarda yüzey işlemlerinin karşılaştırılması tanıtıcı istatistikleri

Siman	Yüzey İşlemi	Kesme Bağlantı Kuvveti (MPa)					
		N	Ortalama	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Panavia	Kumlama	11	2,377 ^A	0,2914	0,0879	1,976	2,867
	Rocatec	11	8,629 ^B	1,5208	0,4585	5,711	10,771
	Z-Prime	11	7,706 ^B	2,8574	0,8615	4,434	12,000
RelyX	Kumlama	11	1,685 ^A	0,3982	0,1201	1,012	2,313
	Rocatec	11	7,608 ^B	2,6657	0,8038	4,193	12,434
	Z-Prime	11	12,679 ^C	2,4327	0,7335	9,470	17,060

¹⁾ Her SİMANDA Farklı Harfle Gösterilen iki YÜZEY İŞLEMİ ortalaması arasındaki fark istatistik olarak ÖNEMLİDİR (P<0.05).

4. TARTIŞMA

Son yıllarda metal içermeyen, estetik ve daha biyouyumlu restorasyonlara talebin artması ile birlikte birçok farklı özellikte tam seramik materyal geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur. Fakat estetik özellikleri daha iyi olan tam seramik kronlar, anterior bölgede metal altyapılı kronlarla kıyaslanabilir bir başarı gösterirken posterior bölgede çok daha dayanıksız bulunmuştur (Pjetursson ve ark., 2007). Daha dayanıklı bir alternatif arayışı sonucunda yttria ile stabilize edilmiş zirkonya, tam seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanıma sunulmuştur (Atsü ve ark., 2006). Diğer tam seramik sistemler ile kıyaslandığında yüksek dayanıma sahip olan (Luthardt ve ark., 2002) zirkonya altyapılarda kırılmaya nadiren rastlansa da, üzerindeki seramikte oluşan chipping ve kırılmalar klinik başarısızlıkların en sık karşılaşılan sebebidir (Malkondu ve ark., 2016 ve Triwatana ve ark., 2012).

Üst yapıda meydana gelen chipping ve kırılmaların önüne geçmek için tam kontur monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılmaya başlamıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar, opak olan zirkonya altyapılardan çeşitli geliştirmelerle estetik olarak da daha başarılı hale getirilmiştir. Araştırmamızda kullanımı zamanla porselen ile veneerlenen yapıların yerini almakta olan bu türde bir translusent monolitik zirkonya materyali (inCoris TZI C, Dentsply Sirona, USA) kullanılmıştır.

Zirkonya restorasyonlarda karşılaşılan bir diğer sorun da rezin simanlarla simantasyonda kullanılacak teknikle ilgili kesin bir görüş birliğine varılamamış olmasıdır. Cam-seramik yapıları materyallerde rezin siman ile seramik arasında bağlantı kurmak için başarıyla uygulanan hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve silanizasyon işlemi silika içermeyen kristalin yapısı sebebi ile zirkonyada uygulanamamaktadır (Nothdurft ve ark., 2009). Zirkonya restorasyonlar için rezin siman kullanımı en iyi tercih olarak ifade edilmektedir (Manicone ve ark., 2007a). Materyalin yüksek kırılma dayanımı sayesinde bazı üreticilerin tavsiye ettiği gibi geleneksel simanlarla tam kron zirkonya restorasyonları simante etmek bir alternatif olsa da (Ernst ve ark., 2005) özellikle parsiyel restorasyonlar yapıldığında, kısa

ve/veya eğimli preparasyonlarda adeziv simantasyon uygulanması gereklilik haline gelmektedir. Ancak zirkonyanın adeziv simantasyon prosedürü hakkında kesin bir fikir birliği ya da konsensus raporu bulunmamaktadır. Hekimin simante edeceği seramik, yüzey işlemi ve siman seçimi hakkında akılcı bir tercih yapması gerekmektedir (Papia ve ark., 2014).

Rezin simanlar ve sinterlenmiş zirkonya yüzeyi arasında başarılı bir bağlantı sağlanabilmesi için bağlantı yüzey alanı arttırılmalı ve aktif hale getirilmelidir (Wolfart ve ark., 2007). Kumlama, tribokimyasal silika kaplama, asitle pürüzlendirme, plazma sprey yöntemi, düşük ısı porselen tabakası veya glaze uygulama, silan uygulanması, selektif infiltrasyon pürüzlendirmesi, lazer uygulaması gibi birçok yöntem zirkonya seramiklerde yüzey işlemi olarak değerlendirilmiştir (Erdem ve ark., 2014). Çalışmamızda çok kullanılan bazı yüzey işlemlerinin (kumlama, tribokimyasal silika kaplama, primer uygulaması) yüzey morfolojisine, ıslanabilirliğe ve yaşlanma sonrası bağlantı kuvvetine etkisinin iki farklı siman tipinde (MDP içeren ve içermeyen self adeziv simanlar) değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Thammajarak ve arkadaşlarının yayınladığı bir meta analizde (2018) çalışmalarda adeziv rezin simanlar ve zirkonya arasındaki bağlantı kalitesini etkileyen 5 faktör olduğu belirtilmiştir bunlar; zirkonya yüzeyinin mekanik hazırlık tekniği, zirkonya yüzeyinin kimyasal hazırlık tekniği, kullanılan siman tipi, yapay yaşlandırma koşulları ve test metodolojisidir.

Zirkonya seramiklerin simantasyonunda yüzeyi pürüzlendirmek amacıyla asit yerine kumlama kullanılabilir (Erdem ve ark., 2014). Literatüre bakıldığında da en çok uygulanan yüzey işlemlerinden birinin kumlama olduğu görülmektedir. Yüzeyin pürüzlendirilmesi sonucunda yüzey enerjisi, yüzey alanı ve ıslanabilirliği artar ve simanın mikroretansiyon alanlarına tutunması kolaylaşır. Böylece dayanıklı bir mikromekanik bağlantı sağlanır. (Papia ve ark., 2014). Uygulanan kumlama işleminin partikül büyüklüğü, uygulama süresi ve basıncı hakkında çeşitli araştırmalar yapılmıştır.

Bazı çalışmalarda kumlama sonrasında yüzeyde oluşan tetragonalinden monoklinik faza dönüşüm ile meydana gelen sıkışma alanları sebebiyle materyal kuvvetinin artabileceği belirtilmiş (Curtis ve ark., 2006 ve Kosmac ve ark., 1999) bazı çalışmalarda ise yüzeye uygulanan işlemlerle monoklinik dönüşüm arttığı takdirde materyal kuvvetinin azaldığı ve kaçınılması gerektiği belirtilmiştir (Khan ve ark., 2017; Yamaguchi ve ark., 2012 ve Zhang ve ark., 2006). Özcan ve ark. (2013), 50 µm Al₂O₃ ile yapılan kumlamanın zirkonyanın kırılma direnci ile Weibul modülünü düşürdüğünü ve monoklinik faz miktarını arttırdığını bildirmiştir. Söz konusu monoklinik dönüşümün etkisini azaltmak için kumlama işleminin sinterleme öncesi yapılması da tavsiye edilmiştir (Moon ve ark., 2011 ve Monaco ve ark., 2011). Kosmac ve ark. (2000) kumlama işleminin CAM üretim sürecinde ve aşındırma işlemiyle oluşan çatlakları uzaklaştırabildiği, aynı zamanda yüzeyde tutunan gevşek partikülleri uzaklaştırarak materyal direncini arttırabildiğini bildirmiştir. Birçok çalışmada ise (Guazzato ve ark., 2004; Uo ve ark., 2006 ve Zhang ve ark., 2006) kumlama işleminin yüzey defektlerine sebep olarak yoğun stres alanları oluşturduğu ve zirkonyanın mekanik kuvvetini azalttığı rapor edilmiştir. Wang ve arkadaşlarının (2008), yaptığı çalışmada 50 µm Al₂O₃ ile kumlama sonucunda zirkonya direncinin arttığı ancak 120 µm Al₂O₃ ile kumlama sonucunda direncin azaldığı bildirilmiştir. Bir diğer çalışmada (Yang ve ark., 2010) ise 0.25 MPa basınçla 50 µm Al₂O₃ ile yapılan kumlamanın zirkonyanın simantasyonunda uzun dönemde etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Tzanakakis ve ark. (2016) zirkonya yüzeyinin küçük (25 µm, 50 µm) ya da büyük (110 µm) partikül boyutları kullanılarak kumlandığında mikromekanik bağlantılar arasında anlamlı fark görülmediğini bildirmiştir. Büyük partiküllerde daha pürüzlü yüzeyler oluşsa da bağlantı kuvveti açısından anlamlı bir değişiklik olmamaktadır.

Eğilmez ve ark. (2014) zirkonyaya 110 µm Al₂O₃ ile farklı basınçlarda (2, 4, 6 bar) yüzey işlemi uygulamış ve en yüksek monoklinik fazın 6 barlık kumlamada, en düşük monoklinik fazın ise 2 barlık kumlama sonrasında oluştuğunu bildirmişlerdir. Özcan'ın yayınladığı (2013) IAAD (International Academy for Adhesive Dentistry) çalışma talimatlarında ise monoklinik faz dönüşümünü minimumda tutmak için 30-50 µm aralığında partikül boyutunda, 0,5-2,5 bar aralığında basınçla, 10 mm

mesafeden, 20 sn süre ile kumlama yapılması tavsiye edilmiştir. Kullanılan zirkonya materyalinin (inCoris TZI C, Sirona) kılavuzunda ise maksimum 50 µm boyutunda Al₂O₃ kullanılarak, 2,5 bar'dan daha düşük basınçta kumlama yapılması önerilmiştir (Sirona, 2020). Bu bilgilerin ışığında çalışmamızdaki kumlama işlemleri 50 µm partikül boyutunda, 2 bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 20 sn süre ile gerçekleştirilmiştir

Kumlama işlemi sonrasında genellikle seramik yüzeyinde artıklar kalmaktadır. Bu nedenle birçok çalışmada seramik yüzeyler kumlama sonrasında simantasyon öncesi ultrasonik olarak temizlenmiştir (Blatz ve ark., 2007; Cheung ve ark., 2014 ve Wegner ve Kern, 2000). Çalışmamızda da kumlama sonrası distile su kullanılarak 15 dk süre ile ultrasonik temizleme işlemi uygulanmıştır.

Birçok in vitro çalışma göstermiştir ki (Blatz ve ark., 2007; Kern ve Wegner, 1998; Kim ve ark., 2011 ve Özcan ve Bernasconi, 2015) Al₂O₃ ile kumlama işlemi basit, pratik ve etkili olduğundan en çok tercih edilen yüzey işlemidir. Ayrıca Yang ve ark. (2008) tükürük ile kontaminasyon sonrası yüzey temizliği için en etkili metod olarak fosforik asit, suyla yıkama ya da izopropanol yerine kumlama işlemini önermiştir.

Subaşı ve İnan (2012) tarafından zirkonya üzerine uygulanan bazı yüzey işlemlerinin (Er:YAG lazer, tribokimyasal silika kaplama ve kumlama) pürüzlülüğe etkisinin değerlendirildiği çalışmada kumlama işleminin en fazla pürüzlülüğü sağladığı ve böylece mikromekanik bağlantı konusunda en başarılı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca incelenen pürüzlendirme işlemlerinin seramik yüzeyindeki kontamine tabakaları kaldırarak bağlantı yüzey alanını ve rezin siman tarafından ıslanabilirliği arttırdığı ifade edilmiştir.

De Oyagüe ve ark. (2009), çalışmalarında işlem uygulanmamış kontrol grubu, kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemleri sonrasında zirkonya ile rezin siman bağlantısını incelemiştir. Kumlama işleminin daha pürüzlü yüzey oluştursa da sınırlı sayıda yüzey undercut'ı oluşturduğunu bu nedenle de anlamlı bir bağlantı

kuvveti artışı göstermediği, bağlantı kuvvetinin yüzey işleminden çok kullanılan siman tipi ile ilişkili olduğu ifade edilmiştir.

Çalışmamızda da en yüksek pürüzlülük değerleri kumlama grubunda elde edilmiştir ve kontrol grubuna kıyasla ıslanabilirlik anlamlı düzeyde artmıştır. Ancak bu durum mikromekanik bağlantıyı kuvvetlendirse de muhtemelen kimyasal bağlantı konusunda diğer yüzey işlemlerinin (Rocatec ve Z-Prime grupları) daha başarılı olması sebebiyle daha düşük bağlantı kuvveti değerleri elde edilmiştir. Benzer bir şekilde Çelik ve ark. (2015) da çalışmalarında Zirkonya ve rezin siman bağlantısında mikromekanikten ziyade kimyasal bağlantının ana etken olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda kumlama grubunda SBS değerleri düşükken aynı işleme primer uygulaması eklendiğinde (Z-Prime grubu) bağlantı kuvvetinde görülen anlamlı artış da bu görüşü desteklemektedir.

Tribokimyasal silika kaplama tekniği, silika ile kaplanmış Al_2O_3 partiküllerinin kullanıldığı bir tür kumlama tekniğidir (El-Korashy, 2014). Bu yöntemin amacı cam içermeyen metal, alümina, zirkonya gibi materyallerin yüzeyini pürüzlendirerek aynı zamanda partiküllerin yüzeye çarpması sonucu oluşan kinetik enerji sayesinde silikanın eriyerek materyal yüzeyini kaplamasıdır. Bu işlemin sonrasında yapılan silan uygulaması ile birlikte seramik ve rezin siman arasında kuvvetli bir bağlantı kurulması amaçlanmaktadır (Tian ve ark., 2014). Tribokimya, substrat ve yerleştirilen tabaka arasında mekanik enerji kullanılarak oluşturulan kimyasal reaksiyon olarak tanımlanabilir (Lima ve ark., 2019). Bu prensip ile geliştirilen Rocatec sisteminin (3M-ESPE, Seefeld, Germany) tribokimyasal silika kaplama ve silanizasyon işlemini birleştiren başarılı bir yüzey işlemi olduğu rapor edilmiştir (Shimakura ve ark., 2007).

Çalışmamızda 30 μm 'lik silika kaplı Al_2O_3 içeren Rocatec Soft (3M-ESPE, Seefeld, Germany) kumu kullanılmıştır. Bu kumun seçilme sebebi önceki bölümlerde de bahsedilen partikül boyutu büyüdükçe artan monoklinik faz dönüşümünden kaçınmak ve aynı üreticinin (3M-ESPE, Seefeld, Germany) sıklıkla kliniklerde de kullanımı olduğundan daha kolay ulaşılabilen CoJet sistemi ile aynı içeriğe sahip

olmasıdır. Nitekim birçok çalışmada da (Abu Ruja ve ark., 2019; Nagaoka ve ark., 2018 ve Ruales-Carrera ve ark., 2019) sistemin diğer ürünleri olan Rocatec Pre (110 μm Al_2O_3) ve Rocatec Plus (110 μm Silika kaplı Al_2O_3) kullanılmadan Rocatec Soft veya CoJet kumları kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda (Cattani Lorente ve ark., 2010; Lima ve ark., 2019 ve Nishigawa ve ark., 2008) tribokimyasal kumlama sonrasında yüzeyin ultrasonik olarak temizlenmesinin depolanan silika miktarını ve rezin siman bağlantı kuvvetini azalttığı görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda ultrasonik temizlik uygulanmaksızın tutunmayan partiküller hafifçe kuru hava ile temizlenerek silanizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Zirkonya yüzeyini kaplayan silikanın bir kısmının basınçlı hava-su spreyi kullanılarak veya ultrasonik olarak temizlenebileceği (Chen ve ark., 2011 ve Nishigawa ve ark., 2008) de göz önünde bulundurulduğunda tribokimyasal silika kaplama yönteminin uzun dönem başarısı tartışmalıdır. Matinlinna ve ark. (2006) ile Kern ve Wegner (1998), tribokimyasal silika kaplama yönteminin zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantısını incelemiş ve bağlantının silikanın yüzeye güçlü bir şekilde bağlanmaması sebebi ile uzun dönemde stabil olmadığını belirtmişlerdir. Bir diğer çalışmada ise (Chen ve Suh, 2012) silikanın, zirkonya yüzeyine Van der Waals gibi fiziksel kuvvetler ile tutunduğu ifade edilmiştir. Bir başka çalışmada (Liu ve ark., 2014) ise tribokimyasal silika kaplama işlemi yapılan örneklerin bağlantı kuvvetlerinin yapay yaşlandırma sonrasında anlamlı bir şekilde azaldığı, bu durumun silika partiküllerinin gevşek olan bağlantısı ve ara yüzeydeki siloksan tabakasının hidrolizine bağlı olabileceği belirtilmiştir.

Birçok çalışmada (Amaral ve ark., 2006; Kern ve Wegner, 1998; Tsukakoshi ve ark., 2008 ve Xible ve ark., 2006) tribokimyasal silika kaplama yöntemi standart kumlama yöntemine kıyasla rezin siman ile bağlantı kuvveti açısından daha başarılı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da her iki siman tipinde Rocatec grubunun bağlantı kuvveti değerlerinin kumlama grubundan anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür.

Cam içermeyen, asite dayanıklı, polikristalin yapıdaki Y-TZP seramiklere başarılı bağlantıyı sağlayabilmek için mekanik uygulamaların yanında kimyasal yöntemler de geliştirilmiştir. MDP ve 4-META gibi monomerler bu amaçla kullanıma sunulmuştur (Foxton ve ark., 2011 ve Thompson ve ark., 2011). Mikromekanik bağlantı için uygulanan kumlamanın ardından kimyasal bağlantı amacıyla MDP monomerinin kullanılması sonucunda etkili bir bağlantı elde edildiği rapor edilmiştir (Blatz ve ark., 2010 ve Kern ve Wegner, 1998). Söz konusu işlem APC konsepti (Airborne particle abrasion, zirconia Primer, adhesive Composite resin) olarak da adlandırılarak zirkonya restorasyonların simantasyonunda tavsiye edilmiştir (Blatz ve ark., 2016). Yun ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (2010) tek başına primer uygulanmasının, 90 µm'lik Al₂O₃ ile kumlama sonrasında yapılan primer uygulamasına kıyasla zirkonya ve rezin siman arasında çok daha yetersiz bir bağlantı sağladığı rapor edilmiştir.

Piasek ve arkadaşlarının (2012) plazma florinasyon yöntemi ile zirkonya primerlerini karşılaştırdığı çalışmasında zirkonya primerlerinin kullanımı sonucunda yüzey temas açısı azalarak zirkonyanın ıslanabilirliğinin arttığı bildirilmiştir. Karşılaştırılan primerler (ClearFil Ceramic Primer, Monobond Plus ve Z-Prime) arasında ise bağlantı ve ıslanabilirlik açısından en başarılı olanın Z-Prime olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu sonuçla uyumlu bir şekilde ıslanabilirlik ve bağlantı açısından en yüksek değerler Z-Prime grubunda görülmüştür.

MDP monomerindeki fosfat gruplarının zirkonya seramiklerdeki hidroksil grupları ile kimyasal reaksiyonu sonucu bağlantı kuvveti uzun süreli artmaktadır (Chen ve ark., 2012 ve Pilo ve ark., 2016). MDP içeren primer ve siman sistemlerinin kullanılmasının diğer sistemlere kıyasla zirkonya ile daha yüksek bağlantı değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (de Souza ve ark., 2014; Koizumi ve ark., 2012 ve Özcan ve Bernasconi, 2015). Zirkonya restorasyonların simantasyonunda MDP monomerini kullanmanın birçok yolu vardır. İlk yöntem MDP içeren bir adeziv kullanmaktır (de Souza ve ark., 2014 ve Llerena-Icochea ve ark., 2017). MDP içeren “universal” ya da “self etch” adezivler çeşitli firmalar tarafından kullanıma sunulmuştur. İkinci yöntem ise içeriğinde MDP bulunan bir

zirkonya primeri kullanmaktır (de Souza ve ark., 2014 ve Koizumi ve ark., 2012). Üçüncü yöntem ise MDP içerikli rezin simanların kullanımıdır (Koizumi ve ark., 2012 ve Özcan ve Bernasconi, 2015).

Son yıllarda asitle pürüzlendirme ve adeziv uygulaması gerektirmeyen self adeziv rezin simanlar kullanım kolaylığı sebebiyle klinik olarak tercih edilmektedir (Manso ve Carvalho, 2017). Piyasada bulunan çok sayıda self adeziv rezin siman vardır bunlardan bazıları MDP içerirken bazıları da içermemektedir. Çalışmamızda kullanılan self adeziv simanlardan Panavia SA MDP monomeri içeren, RelyX U200 ise içermeyen simanlardandır.

Tzanakakis ve arkadaşlarının (2016) yaptığı bir sistematik derlemede zirkonya ile en başarılı uzun dönem bağlantı kuvvetinin MDP içeren rezin simanlar veya MDP içerikli primerlerin kullanımında görüldüğü belirtilmiştir. Aynı çalışmada adeziv monomerlerin kimyasal bağlantı için bir gereklilik olduğu ve tribokimyasal silika kaplama yönteminin özellikle silan ile birlikte kullanıldığında bağlantı kuvvetini arttırdığı rapor edilmiştir.

Erdem ve arkadaşlarının (2014) yaptığı bir çalışmada yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda ve lazer ile pürüzlendirilen örneklerde bağlantı kuvveti düşük iken, kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemlerinin bağlantı kuvvetini arttırdığı; fosfat monomeri içeren adeziv rezin simanların kumlama ve tribokimyasal silika kaplama gruplarında diğer simanlardan daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

Opak yapısı sebebiyle ışık geçirgenliğinin az olması, zirkonyanın simantasyonunda diğer siman tiplerine kıyasla dual cure rezin simanları daha tercih edilir konuma getirmiştir (Chagas ve Bastos, 2015). Çalışmamızda da dual cure self adeziv rezin simanlar kullanılmıştır.

İlk kez Kern ve Wegner (1998) fosfat monomeri içeren rezin simanların zirkonya ile uzun dönem bağlantısını değerlendirmiştir. Çalışmada yüzeyi kumlanmış zirkonyada iki adet kimyasal sertleşen fosfat monomeri içeren rezin siman (Panavia ex, Panavia 21 ex), sadece BisGMA, silan sonrası BisGMA, tribokimyasal silika kaplama ile silan sonrası BisGMA, akrilizasyon sonrası BisGMA ve kimyasal sertleşen poliasit modifiye rezin kompozit siman karşılaştırılmıştır. Yapay yaşlandırma sonrasında anlamlı bir düşüş olmadan yüksek bağlantı kuvvetini sadece fosfat monomeri içeren iki siman koruyabilmiştir. Sonrasında yine Wegner ve Kern (2000), rezin simanların zirkonya ile çekme bağlantı kuvvetini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada MDP içerikli rezin simanların suya dayanıklı güvenilir bir kimyasal bağlantı oluşturduğu ve zirkonya simantasyonu için tavsiye edilen simanlar olduğu belirtilmiştir.

Go ve ark. (2019) 50 μm Al_2O_3 ile kumlanan zirkonya yüzeyinde iki adet MDP içeren (Permaceem 2.0, Clearfil SA Luting) ve iki adet MDP içermeyen (RelyX U200, Maxcem Elite) simanın primer (Z-Prime Plus) kullanıldığında ve kullanılmadığında bağlantı kuvvetlerini karşılaştırmıştır. Çalışmada, primer kullanılmadığında MDP içerikli simanlar daha yüksek bağlantı kuvveti göstermiş, primer kullanıldığında ise MDP içerikli simanlarda anlamlı değişiklik olmazken MDP içermeyen simanların bağlantı kuvveti anlamlı düzeyde yükselmiştir. Ayrıca çalışmada termal siklus sırasında örneklerin bir kısmı başarısızlığa uğrayarak bağlantı değeri elde edilememiştir, en yüksek oranda (%90) başarısızlığa uğrayan grup primer kullanılmayan Maxcem Elite grubu olmuştur. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da MDP içeren Panavia SA Cement kontrol, kumlama ve Rocatec gruplarında anlamlı düzeyde olmasa da daha yüksek bağlantı değerleri verirken primer kullanılan Z-Prime grubunda RelyX U200 hem diğer yüzey işlemlerinden hem de Panavia SA Cement'ten anlamlı derecede daha yüksek bağlantı kuvvetine ulaşmıştır.

MDP içerikli rezin simanlardaki inorganik bileşikler hidrolize karşı önemli bir rol oynamaktadır. Adezyonun başarısı visközite ve siman içerisindeki doldurucu büyüklükleri gibi diğer faktörlerden de etkilenebilir (Sirisha ve ark., 2014). Resin simanların viskozitesi azaldıkça daha fazla doldurucu içeren kompozitlere kıyasla

daha fazla hacimsel büzülme gösterirler (Gallo ve ark., 2000). Fakat viskozitesi düşük rezin simanlar przlendirilmi zirkonya yüzeylerine daha kolay akarak mikromekanik tutunmayı arttırır (Phark ve ark., 2009b). Bu çalışmada uygulama sırasında RelyX U200'n viskozitesinin Panavia SA Cement'e göre daha düşük olduğu grlmtir.

Thammajaruk ve arkadaşlarının (2018) yayınladığı bir meta analizde mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri ile birlikte üç farklı siman tipinin (MDP içeren, MDP dışında fonksiyonel monomer içeren ve fonksiyonel monomer içermeyen)  farklı yapay yaşlandırma sresindeki (yalandırılmamı [<500 siklus], orta sürede yalandırılmı [500-5000 siklus], uzun süre yalandırılmı [>5000 siklus]) zirkonya ile bağlantı kuvvetleri incelenmiştir. Bizim çalışmamıza denk gelen uzun süre yalandırılmı grupta en yüksek ortalama bağlantı kuvveti MDP içerikli primer ve seramik kaplama yöntemleri kombinasyonunda grlmtir. Söz konusu grupta bizim çalışmamızda bulunan işlemlere baktığımızda kumlama + Z-Prime grubu benzer şekilde en yüksek değere sahipken, çalışmamızdan farklı olarak sadece kumlama ile tribokimyasal silika kaplama + silan uygulaması yakın bağlantı değerlerine sahiptir. Söz konusu çalışmada diğer yaşlandırma sürelerinde MDP içerikli simanlar daha yüksek bağlantı kuvveti gösterirken uzun süre yaşlandırma sonucunda tüm siman tipleri yakın değerler vermiştir, bu sonuç Inokoshi ve arkadaşlarının (2014a) alımasında yaşlandırma sonrasında siman tipinin bağlantı kuvvetini etkilemediği sonucuyla uyumludur. Bizim alımamızda ise MDP içerikli Panavia grupları ile fosfat monomeri içeren RelyX grupları benzer şekilde Rocatec ve Kumlama işlemlerinde anlamlı fark göstermezken, farklı olarak Kontrol ve Z-Prime gruplarında anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Bu farklılığın nedeni, meta analizde tüm işlemlerdeki siman bağlantı değerlerinin ortalaması alınırken bizim çalışmamızda yüzey işlemi özelinde simanları değerlendirmiş olmamız olabilir.

Grasel ve ark. (2018) dört farklı firmanın (3M ESPE, Bisco, Ivoclar Vivadent, Kuraray) primer ve rezin siman kombinasyonlarının, kumlama ile ve kumlama olmadan zirkonya ile bağlantılarını değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlantı değerleri 3M ESPE firmasının Scotchbond Universal primer ve RelyX Unicem 2

rezin siman kullanılan sisteminde elde edilmiştir. Birden fazla bağlantı monomeri kullanılmasının (Scotchbond Universal'deki metakrilat monomeri, MDP gibi bir fosfat monomeri ve silan) zirkonya ile bağlantıyı güçlendirmede etkili olabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda da RelyX grupları diğer yüzey işlemlerinde Panavia gruplarını bağlantı konusunda geçemezken Z-Prime grubunda anlamlı derecede yüksek bağlantı kuvveti elde edilmesi, Z-Prime Plus ve RelyX U200 birleşiminde hem MDP hem fosforik asit grupları içeren metakrilat monomer hem de metakrilat monomerleri bulunması ile açıklanabilir.

Mikromekanik retansiyon restorasyonun simantasyon yüzeyinin yapısı ile belirlenir. Uygulanan yüzey işlemine bağlı olarak pürüzlülük değişiklik göstererek bağlantı kuvvetini etkiler (Phark ve ark., 2009a). Pürüzlülük arttıkça yüzey alanı artar ve yüzey enerjisinin artışı ile birlikte daha ıslanabilir hale gelir. Böylece siman mikro retansiyon alanlarına akarak daha güçlü mikromekanik bağlantı sağlar (Casucci ve ark., 2009 ve Phark ve ark., 2009a)

Liu ve arkadaşlarının (2014) bir çalışmasında daha yüksek pürüzlülük (Ra) değerlerinin her zaman daha yüksek rezin-zirkonya bağlantı kuvveti anlamına gelmeyeceği, mikromekanik bağlantının, kimyasal bağlantı olmadığı takdirde tek başına yeterli olmayabileceği belirtilmiştir. Aynı çalışmada daha pürüzlü yüzeylerin termal siklus gibi yapay yaşlandırma işlemlerine dayanıklılığı arttırdığına dair de bulgular vardır. Bizim çalışmamızda da en yüksek pürüzlülük değerine sahip olan kumlama grubu düşük SBS değerleri gösterirken, en yüksek ikinci pürüzlülüğe sahip Z-Prime grubu kimyasal bağlantının da katkısıyla en yüksek SBS değerlerini göstermiştir.

İki substrat arasında başarılı bir adezyon için yüzeyler arasında çok yakın, az ya da hiç boşluk oluşmadan bir temas sağlamak gerekir (Marshall ve ark., 2010). Islanabilirlik olarak adlandırılan bu süreç, restorasyonlara adeziv rezin siman uygularken ciddi önem kazanmaktadır. Fakat zirkonyanın ıslanabilirliği, özellikle yüzeyinin hidroliz kabiliyetinin limitli olması nedeniyle bir sorundur (Lohbauer ve ark., 2008). Şu an piyasada olan primerler, yüzey hidroksil gruplarına bağlanarak

zirkonya ve rezin siman arasındaki tutunmayı sağlayacak fosfat monomerleri ve asitleri içermektedir. Sülfirik asit ve hidrojen peroksit karışımı gibi çok agresif asitler kullanılarak yüzeyde yüksek -OH miktarı (~%49) elde edilebildiği rapor edilmiş olsa da bu tip yüzey işlemlerinin klinik ortamda uygulanabilirliği çok zordur (Lohbauer ve ark, 2008).

Yüzey temas açısının ölçümü, zirkonya yüzeyindeki hidroksilasyonu belirlemek için pratik bir yöntemdir. Açı 90°'den büyük olduğunda hidrofobik, 90°'den küçük olduğunda hidrofilik, 0° olduğunda ise yayılma olarak sınıflandırılır. Islanabilirliğin artışı ile kimyasal bağlantı kuvveti arasında pozitif bir korelasyon olduğu ifade edilmiştir (Piascik ve ark., 2012). Benzer şekilde çalışmamızda da en düşük ıslanabilirliğe sahip kontrol grubu en düşük ortalama SBS değerine sahipken, ıslanabilirliği en yüksek olan Z-Prime grubu en yüksek ortalama SBS değerine sahiptir. Fakat kumlama grubu ıslanabilirliğinin daha yüksek olmasına rağmen Rocatec grubundan daha düşük SBS değerlerine sahiptir. Bu durum Rocatec grubunda yüzeydeki reaktif hidroksil gruplarının silanın hidrofilik grubu tarafından kullanılarak ıslanabilirliği düşürmesi ancak silan molekülünde açıkta kalan hidrofobik metakrilat grupları sayesinde rezin siman ile daha güçlü bağlantı kurması ile açıklanabilir. Marfenko ve ark. (2020) da silanın hidrofilik ucunun seramik yüzeyindeki silika atomları ile bağlantı kurarken hidrofobik kısmının rezin siman ile bağlandığını ifade etmişlerdir.

Çalışılan materyallerin bir süre ağız içi kullanım sonrasında nasıl bir performans göstereceğini test edebilmek için yaşlandırma yöntemlerine başvurulur. En sık kullanılan yöntemler suda bekletme ve termal siklus yöntemleridir (D'amario ve ark., 2010). Çelik ve arkadaşlarının (2015) termal siklus, suda bekletme ve mekanik yorgunluk gibi farklı yapay yaşlandırma yöntemlerini karşılaştırdığı bir çalışmada, termal siklus yönteminin bağlantı kuvvetini test etmek için en uygun yöntem olduğu rapor edilmiştir. Çalışmadaki tüm yaşlandırma işlemleri arasında bağlantı kuvvetindeki en belirgin düşüş termal siklus sonrasında görülmüştür.

Suyun adeziv yüzeylerdeki hidrolitik etkisi ve neme bağlı inhibisyon reaksiyonu fenomeni bağlantı kuvvetindeki %50'ye varan düşüşün sebebi olarak değerlendirilmiştir (Aboushelib ve ark., 2009). Termal siklus kullanıldığında ise materyallerde devamlı olarak termal genleşme ve büzüşme oluşur, bunun sonucunda ara yüzeylerde meydana gelen yıpranma sebebiyle bağlantı kuvvetinde düşüş görülür (Heikkinen ve ark., 2013). Çalışmamızda elde ettiğimiz bağlantı kuvveti değerleri (MPa) yaklaşık bir yıl ağız içi kullanıma denk gelen (Gale ve Darvell, 1999) 10000 termal siklus sonrasındaki değerlerdir. İleri çalışmalarda yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlantı farklılıkları da değerlendirilebilir.

İki materyal arasındaki bağlantı kuvveti farklı metodlar kullanılarak test edilebilir, her birinin avantajı ve dezavantajı mevcuttur. Adeziv bağlantı kuvvetini ölçmek için en sık kullanılan test yöntemleri “makro” yöntemler olarak da adlandırılan kesme bağlantı kuvveti (SBS) ve çekme bağlantı kuvveti (TBS) testleridir (Papia ve ark., 2014). SBS testinin avantajı kolay uygulanabilir olmasıdır, dezavantajı ise güvenilirliğinin sorgulanabilir olmasıdır. Bağlantı arayüzünde oluşan streslerin, bağlantının koptuğu kuvvetin yüzey alanına bölünmesinden daha kompleks olduğu bildirilmiştir (Braga ve ark., 2010). TBS testinin avantajı ise daha az materyal harcanması ve stresler daha dengeli dağıldığından daha az kompleks olmasıdır. Dezavantajı ise örneklerin hazırlanması ve test düzeneğine bağlanmasının hassas bir işlem olduğundan homojen olmayan bir stres dağılımına sebep olarak sonuçları etkileyebilmesidir (Soderholm ve ark., 2012). Söz konusu dezavantajları elimine etmek amacıyla mikro örnekler ve μ SBS ve μ TBS testleri geliştirilmiştir (Scherrer ve ark., 2010). Kesme kuvveti testleri genellikle çekme testlerinden daha düşük değerler vermektedir (Braga ve ark., 2010). μ SBS ve μ TBS testleri örneklerin üretimi ve test sırasında daha çok hassasiyet gerektirmekle beraber daha küçük bir alandaki değerleri verdiği için muhtemel yüzey defektlerinden daha az etkilenir ve sonuçlar daha homojendir (Papia ve ark., 2014).

Bir testin makro veya mikro olduğuna karar vermek için bağlantı yüzey alanına bakılır. Diş hekimliği çalışmalarında 3 mm^2 'den küçük olan örnekler mikro test olarak, 3 mm^2 'den büyük olan yüzey alanları ise makro test olarak sınıflandırılır

(Van Meerbeek ve ark., 2010). Çalışmamızda örneklerin hazırlanmasında standardizasyon amacı ile kullanılan Ultradent Bonding Jig (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) ile oluşturulan bağlantı yüzeyleri 4,15 mm² alana sahip olduğundan uyguladığımız test makro testlerden SBS olarak adlandırılmaktadır. Pratik bir yöntem oluşu ve daha fazla kullanıldığından daha çok çalışmayla karşılaştırılabileceğinden çalışmamızda SBS tercih edilmiştir.

Bağlantı başarısızlık tipleri genellikle adeziv, koheziv ve mixed olarak üçe ayrılır. Koheziv başarısızlık siman veya seramik içinde gerçekleşebilir. Ancak koheziv başarısızlık bağlantı kuvvetinden ziyade materyalin mekanik dayanıklılığını göstermektedir (Della Bona ve van Noort, 1995). Bu nedenle adeziv başarısızlık değerleri bağlantı kuvvetlerinin kıyaslanması amaçlanıyorsa daha güvenilirdir (Thammajarak ve ark., 2018). Bizim çalışmamızda da bir stereomikroskop (MZ12, Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) yardımı ile yüzeyler incelendikten sonra başarısızlık tiplerinin neredeyse tamamının adeziv tipte olduğu görülmüştür.

Yi ve ark. (2015), zirkonya yüzeyine kontrol, kumlama (50 µm) ve tribokimyasal silika kaplama (Cojet) işlemlerinden sonra kontrol ve kumlama gruplarına işlem uygulamadan ve 2 farklı primer uygulayarak (Monobond Plus, Z-Prime Plus), silika kaplama grubuna ise silan uygulayarak MDP içeren bir self adeziv rezin simanın (Multilink Speed) bağlantı kuvvetini değerlendirmiştir. 5000 termal siklus sonrasında en düşük SBS değerleri kontrol grubunda en yüksek değerler ise kumlama ardından Z-Prime Plus uygulanan grupta elde edilmiştir. Çalışmada herhangi bir yüzey işlemi olmadan kullanılan self adeziv rezin simanın zirkonya yüzeyinde yeterli bağlantıyı sağlayamadığı ifade edilmiştir.

Liu ve arkadaşlarının (2014) çalışmasında zirkonya yüzeyine kontrol, kumlama, glaze + HF ve silika kaplama işlemleri uygulandıktan sonra bir self adeziv rezin simanın (RelyX Unicem Aplicap, 3M ESPE, USA) bağlantı kuvveti değerlendirilmiştir. SBS ölçümleri ise bağlantı anında, 30 gün suda bekletme sonrasında, 3000 ve 6000 termal siklus sonrasında yapılmıştır. Kontrol grubundaki 20 örnekten 13'ü daha suda bekletme aşamasında ayrılırken, 3000 termal siklus

sonrasında tüm grup ayrıldığından bağlantı kuvveti ölçümü yapılamamıştır. Güvenilir bir bağlantı için yüzey işlemi uygulanmasının bir gereklilik olduğu belirtilmiştir. Benzer şekilde Cheung ve arkadaşlarının (2014) yaptığı çalışmada da kontrol grubu örneklerine uygulanan Panavia F 2.0 simanların 6000 termal siklus sonrasında ayrıldığı rapor edilmiştir.

Söz konusu siman başarısızlığı yüzey işlemi uygulanmayan zirkonya yüzeylerdeki düşük ıslanabilirlik değerlerine de bağlanabilir (Da Silva ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda da ıslanabilirliği en düşük olan ve yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki RelyX U200 ile bağlanan örnekler termal siklus sonrasında ayrılırken, MDP içeren Panavia SA Cement uygulanan örnekler kuvveti diğer gruplara nazaran düşük de olsa bağlantısını SBS test aşamasına kadar koruyabilmiştir. Bu sonuç yüzey işlemi olmaksızın self adeziv de olsa rezin simanlar ile zirkonya arasındaki bağlantının güvenilir olmadığını göstermektedir.

Zirkonyanın rezin simanlar ile simantasyonunda materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri ile karşılıklı etkileşimlerini anlamak önem arz etmektedir ve tüm uygulama aşamalarında gerekli hassasiyetin gösterilmesi gerekmektedir (Lee ve ark., 2015). Sınırlı sayıda yüzey işlemi ve simanın değerlendirilmesi, yaşlandırma öncesi bağlantı değerlerine ait veri olmaması ve ağız ortamının in vitro şartlarda tam olarak taklit edilememesi bu çalışmanın limitasyonlarıdır. Daha kesin sonuçlara ulaşmak için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Zirkonya ile self adeziv rezin simanlar arasındaki uzun dönem bağlantı kuvvetini etkileyen faktörleri incelediğimiz çalışmamızın sıfır hipotezi yüzey işlemi uygulanmasının, rezin simandaki MDP monomeri içeriğinin, ıslanabilirlik ve pürüzlülük artışının monolitik zirkonya ve rezin siman arasındaki uzun dönem bağlantı kuvvetini arttıracak olup hipotezimizin bazı kısımları doğrulanmıştır.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Zirkonya ile başarılı bir rezin siman bağlantısı elde edebilmek için mutlaka yüzey işlemi uygulanmalıdır. Kullanılan siman self adeziv özellikte de olsa işlem uygulanmamış yüzeyde güvenilir bir bağlantı elde edilemeyebilir.
2. Zirkonya yüzeyine hiçbir işlem uygulanmadığında MDP monomeri içeren simanlar, içermeyen simanlara kıyasla daha iyi bağlantı sağlamaktadır.
3. Uygulanan yüzey işlemi tercihi, zirkonya ve rezin siman bağlantısında etkili bir faktördür.
4. Zirkonya yüzeyine pürüzlülüğü arttırarak sadece mikromekanik bağlantı sağlayan kumlama gibi işlemlerin yanında silika kaplama sonrası silan uygulama veya primer kullanımı gibi kimyasal bağlantıyı güçlendirecek işlemlerin de uygulanması rezin simanlar ile bağlantı başarısını arttırmaktadır.
5. Resin siman ve zirkonya arasındaki bağlantıyı güçlendirecek monomer çeşitliliği arttıkça bağlantı başarısı da artmaktadır.
6. Islanabilirliğin resin siman ve zirkonya bağlantısına olumlu etkisi olduğu söylenebilir. Ancak tek başına ıslanabilirlik özelliğine bakarak bağlantı kuvveti hakkında kesin yorum yapmak mümkün değildir, işlem sonrasında şekillenen yüzey ile simanın bağlantı mekanizması da göz önünde bulundurulmalıdır.

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya ile Rezin Siman Arasındaki Bağlantı Kuvveti Üzerine Etkisi

Estetik, dayanıklı ve biyouyumlu bir seramik olan zirkonya, restorasyon materyali olarak klinik uygulamalarda gün geçtikçe daha çok tercih edilir hale gelmektedir. Ancak rezin simanlar ile simantasyon prosedürü polikristalin yapısı sebebi ile diğer cam içerikli seramik materyallerden çok daha farklıdır. Hidroflorik asit ve silan kullanılarak bağlantı kurulabilecek bir silika içeriği bulunmayışı, araştırmacıları farklı yöntemler denemek zorunda bırakmıştır. Tez çalışmamızda amaç, bu yöntemlerden bazılarını oluşturduğu pürüzlülük ve ıslanabilirlikteki değişim ile birlikte iki farklı kimyasal özellikteki self adeziv rezin simanın kesme bağlantı kuvvetine etkisi yönünden incelemektir.

Çalışmamızda, klinik pratikteki restorasyonların yapım prosedürüne uygun olarak zirkonya örnekler, dijital bir şekilde dizayn edilerek monolitik zirkonya disklerden (inCoris TZI C, Dentsply Sirona, USA) bir CAM cihazı (MC X5, Dentsply Sirona, USA) kullanılarak freze edildi, ardından bir sinterleme fırını (inFire HTC Speed, Dentsply Sirona, USA) yardımı ile sinterlendi. Hazırlanan örnekler (n=88) bir kontrol ve üç yüzey işlemi (Kumlama, Rocatec ve Z-Prime) olmak üzere rastgele 4 gruba ayrıldı. Kontrol grubunda (n=22) hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı. Kumlama grubunda (n=22) örnek yüzeyleri 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirildi. Rocatec grubunda (n=22) yüzeyler, silika ile modifiye edilmiş 30 µm Al₂O₃ kumu (Rocatec Soft, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ile pürüzlendirildikten sonra silan uygulandı. Z-Prime grubunda (n=22) ise 50 µm Al₂O₃ kumu ile pürüzlendirildikten sonra zirkonya yüzeylerine MDP içerikli bir primer olan Z-Prime Plus (BISCO, Schaumburg IL, U.S.A) uygulandı. Tüm örneklerden pürüzlülük (Ra) ve yüzey temas açısı ölçümü yapıldı. Hazırlanan gruplar kendi içinde rastgele bir şekilde biri MDP monomeri içeren diğeri ise içermeyen iki farklı rezin siman (Panavia SA Cement Plus ve RelyX U200) grubuna ayrıldı (n=11). Simanlar yüzeylere standardizasyonu sağlamak için Ultradent Bonding Jig yardımı ile bağlandı. Simantasyonu tamamlanan örnekler 10000 döngü termal siklus uygulandı. Yapay yaşlandırma işlemi bittikten hemen sonra simanlara kesme kuvveti uygulanarak bağlantı değerleri MPa cinsinden kaydedildi.

İstatistiksel analiz sonucunda en düşük ıslanabilirlik kontrol grubunda gözlenirken, ıslanabilirliği en yüksek olanın Z-Prime grubu olduğu görülmüştür (P<0,05). En yüksek pürüzlülük değerine ise kumlama grubunda ulaşılmıştır (P<0,05). Grup içindeki ortalama kesme bağlantı kuvvetlerine bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı en yüksek değer Z-Prime grubunda görülmüştür (P<0,05). En düşük değerler ise RelyX U200 ile bağlanan örnekleri termal siklus sırasında ayrılan kontrol grubunda gözlenmiştir. Kumlama ve Rocatec gruplarında iki tip simanın bağlantı kuvvetleri arasında anlamlı fark gözlenmezken, Z-Prime grubunda RelyX U200 uygulanan örneklerin bağlantı değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (P<0,05). Tüm Panavia uygulanan örnekler arasında en yüksek bağlantı değerleri Rocatec ve Z-Prime gruplarında, RelyX U200 uygulanan örneklerde ise Z-Prime grubunda gözlemlenmiştir (p<0,05).

Çalışmamızın sonuçlarına göre zirkonya ile rezin siman arasında başarılı bir bağlantı kurmak için mutlaka bir yüzey işlemi uygulanması gerekmektedir. Tercih edilen yüzey işleminin tipi de bağlantı kuvvetinde önemli rol oynamaktadır. Zirkonya yüzeyine pürüzlülüğü artırarak sadece mikromekanik bağlantı sağlayan kumlama gibi işlemlerin yanında, silika kaplama sonrası silan uygulama veya primer kullanımı gibi kimyasal bağlantıyı güçlendirecek işlemlerin de uygulanması rezin simanlar ile bağlantı başarısını

arttırmaktadır. Kimyasal bağlantıyı sağlamak için kullanılan monomer çeşitliliğinin artmasının da bağlantı kuvvetine olumlu etkisi olmaktadır. İslanabilirliğin artışının ise rezin siman ile zirkonya arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirdiği söylenebilir ancak sadece ıslanabilirlik özelliğine bakarak yorum yapmak yeterli olmamaktadır. Şekillenen yüzey ile siman arasındaki bağlantının mekanizmasının da değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Sözcükler: İslanabilirlik, Pürüzlülük, Rezin siman, Yüzey işlemi, Zirkonya.



SUMMARY

The Effect of Different Surface Treatments on the Bond Strength Between Zirconia and Resin Luting Cement

Zirconia, an esthetic, durable and biocompatible ceramic, is becoming more and more preferred in clinical practice as a restoration material. However, the cementation procedure with resin luting cements is much different from other glass-containing ceramic materials due to the polycrystalline structure of zirconia. The lack of a silica content that could be bonded using hydrofluoric acid and silane forced researchers to try different methods. The aim of our thesis is to examine some of these methods in terms of the effect of two self-adhesive resin luting cements with different chemical properties on the shear bond strength, together with the change in roughness and wettability.

In our study, in accordance with the manufacturing procedure of restorations in clinical practice, zirconia samples were digitally designed and milled from monolithic zirconia discs (inCoris TZI C, Dentsply Sirona, USA) using a CAM device (MC X5, Dentsply Sirona, USA), after that sintered with the help of a sintering furnace (inFire HTC Speed, Dentsply Sirona, USA). The prepared samples (n=88) were randomly divided into 4 groups as a control and three surface treatments (Sandblasting, Rocatec and Z-Prime). No surface treatment was applied in the control group (n=22). In the sandblasting group (n=22), the sample surfaces were roughened with 50 μm Al_2O_3 sand. In Rocatec group (n=22), surfaces were roughened with 30 μm Al_2O_3 sand which modified with silica (Rocatec Soft, 3M ESPE, Seefeld, Germany) and then silane was applied. In the Z-Prime group (n=22), Z-Prime Plus (BISCO, Schaumburg IL, U.S.A), a primer containing MDP, was applied to zirconia surfaces after roughening with 50 μm Al_2O_3 sand. Roughness (R_a) and surface contact angle measurements were made from all samples. The prepared groups were randomly divided into two groups (n=11) to be bonded with MDP monomer containing Panavia SA and RelyX U200 without MDP. 10000 thermal cycles were applied to the samples whose cementation was completed. Immediately after the artificial aging process, shear force was applied to the cements and the bond strength values were recorded in MPa.

As a result of the statistical analysis, the lowest wettability was observed in the control group, while the highest wettability was observed in the Z-Prime group ($P<0.05$). The highest roughness value was reached in the sandblasting group ($P<0.05$). When the average shear bond strengths within the groups are examined, the statistically significant highest value was observed in the Z-Prime group ($P<0.05$). The lowest values were observed in the control group in which the samples with RelyX U200 were separated during the thermal cycle. While there was no significant difference between the bond strengths of the two types of cement in the sandblasting and Rocatec groups, the bonding values of the RelyX U200 samples in the Z-Prime group were found to be statistically significantly higher than Panavia samples ($P<0.05$). Among all Panavia bonded samples, the highest bonding strength values were observed in the Rocatec and Z-Prime groups, and in the RelyX U200 bonded samples in the Z-Prime group ($p<0.05$).

According to the results of our study, a surface treatment must be applied to establish a successful adhesion between zirconia and resin luting cement. The type of surface treatment preferred also plays an important role in the bond strength. In addition to processes such as sandblasting that provide only micromechanical bonding by increasing the roughness of the zirconia surface, processes that will strengthen the chemical bonding with resin

cements such as silane application after silica coating or the application of primers increases the success of the adhesion. Increasing the variety of monomers used to provide chemical bonding also has a positive effect on the bond strength. It can be said that the increase in wettability strengthens the adhesion between resin cement and zirconia, but it is not enough to make a decision only by looking at the wettability feature. The mechanism of bonding between characteristic of created surface and resin luting cement should also be evaluated.

Keywords: Resin luting cement, Roughness, Surface treatment, Wettability, Zirconia.



KAYNAKLAR

- ABERG CH, VAN DIJKEN JW, OLOFSSON AL (1994). Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass-ionomer cement. *Acta Odontol Scand*, **52**: 140-149.
- ABOUSHELIB MN (2011). Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent*, **13(3)**: 255-60.
- ABOUSHELIB MN, KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ (2007). Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*, **98(5)**: 379-388.
- ABOUSHELIB MN, MIRMOHAMADI H, MATINLINNA JP, KUKK E, OUNSI HF, SALAMEH Z (2009). Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions. *Dent Mater*, **25(8)**: 989-993.
- ABOUSHELIB MN, FEILZER AJ, KLEVERLAAN CJ (2010). Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont*, **19(5)**: 340-346.
- ABU RUJA M, DE SOUZA GM, FINER Y (2019). Ultrashort-pulse laser as a surface treatment for bonding between zirconia and resin cement. *Dent Mater*, **35(11)**: 1545-1556.
- AKYIL MS, YILMAZ A, BAYINDIR F, DUYMUŞ ZY (2011). Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg*, **29**: 197-203.
- ALTINTAŞ SH, KILIÇ S, GÜLNAR A (2017). Sertlik Testleri: Yüzey Sertliği ve Ölçümü, Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **3(3)**: 216-223.
- AMARAL R, ÖZCAN M, BOTTINO MA, VALANDRO LF (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, **22(3)**: 283-290.
- ANONYMOUS (2011). R Development Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, Erişim: [<http://www.R-project.org/>]
- ANUSAVICE K, SHEN C, RAWLS HR (2012). Phillips' Science of Dental Materials 12th Edition, Saunders.
- ASAR N, ÇAKIRBAY M (2013). Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc*, **30(3)**: 162-168.
- ATSÜ SS, KILIÇARSLAN MA, KÜÇÜKESMEN HC, AKA S (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. **95**: 430-436.
- BERGMANN P, NOACK MJ, ROULET JF (1991). Marginal adaptation with glass- ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int*, **22**: 739- 744.

- BLATZ MB, ALVAREZ M, SAWYER K, BRINDIS M (2016). How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend Contin Educ Dent*. **37(9)**: 611-617.
- BLATZ MB, CHICHE G, SADAN A (2007). Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, **38**: 745-753.
- BLATZ MB, PHARK JH, OZER F, MANTE FK, SALEH N, BERGLER M, SADAN A (2010) In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig*, **14(2)**: 187-192.
- BORGES GA, GOES MF, PLATT JA, MOORE K, DE MENEZES FH, VEDOVATO E (2007). Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *J Prosthet Dent*, **98**: 208-215.
- BORGES GA, SOPHR AM, DE GOES MF, SOBRINHO LC, CHAN DC. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, **89(5)**: 479-488.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, **26**: e38-49.
- BRANDSON SJ, KING PA (1992). The compact fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Rest Dent*, **72**: 1141.
- BULTAN Ö, ÖNGÜL D, TÜRKOĞLU P (2011). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg*, **44**: 197.
- BURGESS JO, GHUMAN T, ÇAKIR D (2010). Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*, **22(6)**: 412-419.
- BURKE FJT, HUSSAIN A, NOLAN L, FLEMING GJP (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent*, **16**: 158-165
- CASUCCI A, OSORIO E, OSORIO R, MONTICELLI F, TOLEDANO M, MAZZITELLI C, FERRARI M (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*, **37**: 891-897.
- CATELAS I, PETIT A, ZUKOR DJ, MARCHAND R, YAHIA L, HUK OL (1999). Induction of macrophage apoptosis by ceramic and polyethylene particles in vitro. *Biomaterials*, **20**: 625-630.
- CATTANI LORENTE M, SCHERRER SS, RICHARD J, DEMELLAYER R, AMEZDROZ M, WISKOTT HW (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater*, **26(11)**: 1035-1042.
- CHAGAS PC, BASTOS LC (2015). Bonding of resin cements to zirconia. *J Dent Implant* **5**: 43-47.
- CHEN JH, MATSUMURA H, ATSUTA M (1998). Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent*, **26**: 53-58.

- CHEN L, SUH BI (2012). Bonding of resin materials to all-ceramics: A review. *Curr Res Dent*, **3(1)**: 7-17.
- CHEN L, SUH BI, BROWN D, CHEN X (2012). Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent*, **25(2)**: 103-108.
- CHEN L, SUH BI, KIM J, TAY FR (2011). Evaluation of silica coating techniques for zirconia bonding. *Am J Dent*, **24**: 79-84.
- CHEUNG GC, BOTELHO MG, MATINLINNA JP (2014). Effect of surface treatments of zirconia ceramics on the bond strength to resin cement. *J Adhes Dent*, **16**: 49–56.
- COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G, ANDREASSI C, RICCI GA, PICONI C, MARMO E, BURGER W, CITTADINI A (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, **20(4)**: 371-376.
- CRAIG RG. (1989). Restorative dental materials. 8th edition. St Louis: Mosby s. 189–225.
- CURTIS AR, WRIGHT AJ, FLEMING GJP (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, **34**: 195-206.
- ÇELİK G, ISMATULLAEV A, SARI T, ÜŞÜMEZ A (2015). Comparison of the effectiveness of bonding composite to zirconia as a repair method. *Int J Appl Ceram Technol*, **13**: 405-411.
- D'AMARIO M, CAMPIDOGLIO M, MORRESI AL, LUCIANI L, MARCHETTI E, BALDI M (2010). Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J Oral Sci*. **52(3)**: 425-430.
- DA SILVA EM, MIRAGAYA L, SABROSA CE, MAIA LC (2014). Stability of the bond between two resin cements and an yttria-stabilized zirconia ceramic after six months of aging in water. *J Prosthet Dent*, **112(3)**: 568–575.
- DE LA MACORRA JC, PRADÍES G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig*, **6(4)**: 198-204.
- DE MUNCK J, VARGAS M, VAN LANDUYT K, HIKITA K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*, **20(10)**: 963-971.
- DE OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, **25(2)**: 172-179.
- DE SOUZA G, HENNIG D, AGGARWAL A, TAM LE (2014) The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent*, **112(4)**: 895-902.
- DEGIDI M, ARTESE L, SCARANO A, PERROTTI V, GEHRKE P, PIATTELLI A (2006). Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol*, **77(1)**: 73-80.

- DELLA BONA A, VAN NOORT R (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*, **74**: 1591-1596.
- DENRY I, KELLY JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, **24(3)**: 299–307.
- DÉRAND T., MOLIN M., KVAM K (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, **21**: 1158-1162.
- DEVILLE S, CHEVALIER J, GREMILLARD L (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, **27(10)**: 2186–5192.
- DION I, BORDENAVE L, LEVEBRE F (1994). Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, **5**: 18–24.
- DONOVAN TE (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, **139 Suppl**: 14S-18S
- DONOVAN TE, CHO GC. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*, **20(3)**: 197–219.
- EĞİLMEZ F, ERGÜN G, ÇEKİÇ-NAGAŞ I, VALLITTU PK, LASSILA LVJ (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater*, **37**: 78-87.
- EL-BADRAWY WA, EL-MOWAFY OM (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, **73(6)**: 515-524.
- EL-KORASHY DI, EL-REFAI DA (2014). Mechanical properties and bonding potential of partially stabilized zirconia treated with different chemomechanical treatments. *J Adhes Dent*, **16**: 365-376.
- EL-MOWAFY O (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc*, **67**: 97–102.
- ELSAKA SE (2016). Influence of Surface Treatment on the Bond Strength of Resin Cements to Monolithic Zirconia. *J Adhes Dent*, **18(5)**: 387-395.
- ERDEM A, AKAR GC, ERDEM A, KÖSE T (2014). Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*, **39(3)**: 118-127.
- ERNST CP, COHNEN U, STENDER E, WILLERSHAUSEN B (2005). In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, **93(6)**: 551-558.
- FERRACANE JL, STANSBURY JW, BURKE JT (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehab*, **38(4)**: 295-314.
- FOXTON RM, CAVALCANTI AN, NAKAJIMA M, PILECKI P, SHERRIFF M, MELO L, WATSON TF (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, **20(2)**: 84-92.

- GALE MS, DARVELL BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **27**: 89-99.
- GALLO JR, HENDERSON M, BURGESS JO (2000). Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. *Am J Dent*, **13**(5): 267–270.
- GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOE RT (1975). Ceramic steel? *Nature*, **258**(5537): 703–704.
- GO EJ, SHIN Y, PARK JW (2019). Evaluation of the Microshear Bond Strength of MDP-containing and Non-MDP-containing Self-adhesive Resin Cement on Zirconia Restoration. *Oper Dent*, **44**(4): 379-385.
- GÖKÇE B, ÖZPINAR B, DÜNDAR M, ÇÖMLEKOĞLU E, SEN BH, GÜNGÖR MA (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, **32**: 173–178.
- GRACIS S, THOMPSON VP, FERENCZ JL, SILVA NR, BONFANTE EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, **28**(3): 227-235.
- GRASEL R, SANTOS MJ, RÊGO HC, RIPPE MP, VALANDRO LF (2018). Effect of Resin Luting Systems and Alumina Particle Air Abrasion on Bond Strength to Zirconia. *Oper Dent*, **43**(3): 282-290.
- GRECO F, PIANTELLI S, MACCAURO G, ARENA M, PICONI C (1993). Risposta biologica ai materiali ceramici: risultati delle prove in vitro e in vivo. *Minerva Ortopedica Traumatologica*, **44**: 913–917.
- GU XH, KERN M (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*, **16**: 109–116.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, QUACH L, SWAIN MV (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, **25**: 2153-2160.
- HANNINK RHJ, KELLY PM, MUDDLE BC (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, **83**(3): 461–487.
- HASEGAWA EA, BOYER DB, CHAN DC. (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*, **66**(2): 187-192.
- HEIKKINEN TT, MATINLINNA JP, VALLITTU PK, LASSILA LV (2013). Long term water storage deteriorates bonding of composite resin to alumina and zirconia short communication. *Open Dent J*. **30**;7: 123-125.
- HELMER JD, DRISKELL TD (1969). Research on bioceramics. Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina, USA, Clemson University.
- INOKOSHI M, DE MUNCK J, MINAKUCHI S, VAN MEERBEEK B (2014a). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*, **93**(4): 329-334.

- INOKOSHI M, ZHANG F, DE MUNCK J, MINAKUCHI S, NAERT I, VLEUGELS J, VAN MEERBEEK B, VANMEENSEL K (2014b). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater*, **30(6)**: 669-678.
- ISO TR 11450 (1994) Dental materials - Guidance on testing of adhesion to tooth structure.
- JEDYNAKIEWICZ NM, MARTIN N (2001). The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomaterials*, **22(7)**: 749-752.
- JONIoT S, SALOMON JP, DEJOU J, GREGOIRE G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, **31**: 39-46.
- KANCA J 3RD (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc*, **123(9)**: 35-43.
- KANEHIRA M, FINGER WJ, HOFFMANN M, KOMATSU M (2006). Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. *J Adhes Dent*, **8(4)**: 229-232.
- KELLY JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, **48**: 513-530.
- KELLY JR, DENRY I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, **24**: 289-298.
- KERN M (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*, **23**: 1097-1111.
- KERN M, WEGNER SM (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, **14**: 64-71.
- KHAN AA, AL KHERAIF AA, JAMALUDDIN S, ELSHARAWY M, DIVAKAR DD (2017). Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Reveiw. *J Adhes Dent*, **19(1)**: 7-19.
- KIM MJ, KIM YK, KIM KH, KWON TY (2011). Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *J Dent*, **39(11)**: 795-803.
- KITAYAMA S, NIKAIDO T, MARUOKA R, ZHU L, IKEDA M, WATANABE A, FOXTON RM, MIURA H, TAGAMI J (2009). Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J*, **28**: 446-453.
- KITAYAMA S, NIKAIDO T, TAKAHASHI R, ZHU L, IKEDA M, FOXTON RM, SADR A, TEGAMI J (2010). Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, **26(5)**: 426-432.
- KOBAYASHI K, KUWAJIMA H, MASAKI T (1981). Phase change and mechanical properties of $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ solid electrolyte after aging. *Solid State Ionics*, **3/4**: 489-495.

- KOHLI S, LEVINE WA, GRISIUS UF, FENSTER RK (1990). The effect of three different surface treatments on the tensile strength of the resin bond to nickel-chromium-beryllium alloy. *J prosthet dent*, **63**: 4-6.
- KOIZUMI H, NAKAYAMA D, KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H (2012). Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent*, **14(4)**: 385-392.
- KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, **15**: 426-433.
- KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, **53(4)**: 304–313.
- LAWSON S (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc*, **15**: 485–502.
- LEE J-J, KANG C-K, OH J-W, SEO J-M, PARK J-M (2015). Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *J Adv Prosthodont*, **7(1)**: 1–7.
- LEE SM, CHOI YS (2018). Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, **120(1)**: 99-106.
- LIMA RBW, BARRETO SC, HAJHAMID B, DE SOUZA GM, DE GOES MF (2019). Effect of cleaning protocol on silica deposition and silica-mediated bonding to Y-TZP. *Dent Mater*, **35(11)**: 1603-1613.
- LISE DP, VAN ENDE A, DE MUNCK J, VIEIRA L, BARATIERI LN, VAN MEERBEEK B (2017). Microtensile Bond Strength of Composite Cement to Novel CAD/CAM Materials as a Function of Surface Treatment and Aging. *Oper Dent*, **42(1)**: 73-81.
- LIU D, POW E, TSOI J, MATINLINNA J (2014). Evaluation of four surface coating treatments for resin to zirconia bonding. *J Mech Behav Biomed Mater*, **32**: 300-309.
- LLERENA-ICOCHEA AE, COSTA RM, BORGES A, BOMBONATTI J, FURUSE AY (2017). Bonding polycrystalline zirconia with 10-MDP-containing adhesives. *Oper Dent*, **42(3)**: 335-341.
- LOHBAUER U, ZIPPERLE M, RISCHKA K, PETSCHLT A, MULLER FA (2008). Hydroxylation of dental surfaces: characterization and bonding potential. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **87B**: 461-467.
- LOHMANN CH, DEAN DD, KOSTER G, CASASOLA D, BUCHHORN GH, FINK U, SCHWARTZ Z, BOYAN BD (2002). Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*, **23(8)**: 1855-1863.
- LUTHARDT RG, HOLZHÜTER M, SANDKUHL O, HEROLD V, SCHNAPP JD, KUHLISCH E, WALTER M (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. **81(7)**: 487-491.

- MACCAURO G, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L, MANICONE PF (2011). Alumina and Zirconia Ceramic for Orthopaedic and Dental Devices. *Biomaterials Applications for Nanomedicine*, Ed. Rosario Pignatello, **Chapter 15**: 299-308.
- MALKONDU Ö, TİNASTEPE N, AKAN E, KAZAZOĞLU E (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, **30**: 644-652.
- MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L (2007a). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, **35(11)**: 819-826.
- MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L, PAOLANTONIO M, ROSSI G, BERARDI D, PERFETTI G (2007b). Biological considerations on the use of zirconia for dental devices. *Int J Immunopathol Pharmacol*, **20(1 Suppl 1)**: 9-12.
- MANSO AP, CARVALHO RM (2017). Dental cements for luting and bonding restorations: self-adhesive resin cements. *Dent Clin North Am*, **61(4)**: 821-834.
- MARCHIONATTI AME, WANDSCHER VF, MAY MM, BOTTINO MA, MAY LG (2017). Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: A split-mouth randomized clinical trial. *J Prosthet Dent*, **118(5)**: 604-610.
- MARFENKO S, ÖZCAN M, ATTIN T, TAUBOCK TT (2020). Treatment of surface contamination of lithium disilicate ceramic before adhesive luting. *Am J Dent*, **33(1)**: 33-38.
- MARSHALL SJ, BAYNE SC, BAIER R, TOMSIA AP, MARSHALL GW (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater*, **26(2)**: 11-16.
- MATINLINNA JP, HEIKKINEN T, ÖZCAN M, LASSILA LV, VALLITTU PK (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*, **22**: 824-831.
- MENG X, YOSHIDA K, TAIRA Y, KAMADA K, LUO X (2011). Effect of siloxane quantity and ph of silane coupling agents and contact angle of resin bonding agent on bond durability of resin cements to machinable ceramic. *J Adhes Dent*, **13(1)**: 71-78.
- MONACO C, CARDELLI P, SCOTTI R, VALANDRO LF (2011). Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont*, **20**: 97-100.
- MONACO C, TUCCI A, ESPOSITO L, SCOTTI R (2013). Microstructural changes produced by abrading YTZP in presintered and sintered conditions. *J Dent*, **41**: 121-126.
- MOON J, KIM S, LEE J, HA S, CHOI Y (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals and shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater*, **27**: 651-663.
- NAGAOKA N, YOSHIHARA K, TAMADA Y, YOSHIDA Y, MEERBEEK BV (2018). Ultrastructure and bonding properties of tribochemical silica-coated zirconia. *Dental Mater J*, **38(1)**: 107-113.

- NAKABAYASHI N, KOJIMA K, MASUHARA E (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, **16**: 265-273.
- NISHIGAWA G, MARUO Y, IRIE M, OKA M, YOSHIHARA K, MINAGI S, NAGAOKA N, YOSHIDA Y, SUZUKI K (2008). Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dent Mater J*, **27(6)**: 842-848.
- NOTHDURFT FP, MOTTER PJ, POSPIECH PR (2009). Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*, **13(2)**: 229-235.
- O'BRIEN WJ (2008). Dental Materials and Their Selection Fourth Ed. Chapter 5. Quintessence Publishing Co, Chicago.
- ÖZCAN M (2013). Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how?. *J Adhes Dent*. **15(4)**: 394.
- ÖZCAN M, BERNASCONI M (2015) Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, **17(1)**: 7-26.
- ÖZCAN, M, MELO RM, SOUZA ROA, MACHADO JPB, VALANDRO LF, BOTTONI MA (2013). Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*, **20**: 19-28.
- PANG Z, CHUGHTAI A, SAILER I, ZHANG Y (2015). A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*, **31(10)**: 1198–1206.
- PAPIA E, LARSSON C, DU TOIT M, VULT VON STEYERN P (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **102(2)**: 395-413.
- PEUMANS M (2000). Factors affecting the efficacy of porcelain veneers: a literature review. *J Dent*, **28**: 163-177.
- PHARK JH, DUARTE S JR, HERNANDEZ A, BLATZ MB, SADAN A (2009a). In vitro shear bond strength of dual-curing resin cements to two different high-strength ceramic materials with different surface texture. *Acta Odontol Scand*, **67**: 346–354.
- PHARK JH, DUARTE S, BLATZ M, SADAN A (2009b). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent*, **101(1)**: 29–38.
- PIASCIK JR, SWIFT EJ, BRASWELL K, STONER BR (2012). Surface fluorination of zirconia: Adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dent Mater*, **28(6)**: 604-608.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* **20**: 1-25.

- PILO R, KAITASAS V, ZINELIS S, ELIADES G (2016). Interaction of zirconia primers with yttria-stabilized zirconia surfaces. *Dent Mater*, **32(3)**: 353-362.
- PJETURSSON BE, SAILER I, ZWAHLEN M, HÄMMERLE CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*. **18 Suppl 3**: 73-85.
- RAIGRODSKI AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* **92**: 557-562.
- RICHARD VAN N (2002). Introduction to dental materials. Mosby, London, pp: 257–278.
- ROULET J-F, SODERHOLM K-JM (1991). Variables influencing the bond strength of ceramic-resin interfaces. *J Dent Res*, **70**: 296.
- RUALES-CARRERA E, CESAR PF, HENRIQUES B, FREDEL MC, ÖZCAN M, VOLPATO CAM (2019). Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: Effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology. *J Esthet Restor Dent*, **31(4)**: 388-397.
- SALEM R, NAGGAR GE, ABOUSHELIB M, SELİM D (2016). Microtensile Bond Strength of Resin-bonded Hightranslucency Zirconia Using Different Surface Treatments. *J Adhes Dent*, **18(3)**: 191-196.
- SAMODUROVA A, KOCJAN A, SWAIN MV, KOSMAČ T (2015). The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomater*, **11**: 477-487.
- SANARES AM, ITTHAGARUN A, KING NM, TAY FR, PASHLEY DH (2001) Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*, **17**: 542-556.
- SCARANO A, PIATTELLI M, CAPUTI S, FAVERO GA, PIATTELLI A (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*, **75(2)**: 292-296.
- SCHERRER SS, CESAR PF, SWAIN MV (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater*, **26**: e78–93.
- SHILLINGBURG HT, SATHER DA, WILSON EL, CAIN JR, MITCHELL DL, BLANCO LJ, KESSLER JC (2014). Fundamentals of Fixed Prosthodontics Fourth Edition, Quintessence, USA.
- SHIMADA Y, YAMAGUCHI S, TAGAMI J (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*, **18**: 380–388.
- SHIMAKURA Y, HOTTA Y, FUJISHIMA A, KUNII J, MIYAZAKI T, KAWAWA T (2007). Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental cad/cam systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dent Mater J*, **26**: 713-721.

- SILVA VV, LAMEIRAS FS, LOBATO ZI (2002). Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J Biomed Mater Res*, **63(5)**: 583-590.
- SIRISHA K, RAMBABU T, SHANKAR YR, RAVIKUMAR P (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*, **17(4)**:305-11.
- SIRONA, (2020) inCoris TZI C Technical Documentation. Erişim: [<https://manuals.sirona.com/home.HomeDmsDocument.download.html?id=98330>] Erişim tarihi: 1.9.2020
- SODERHOLM KJ, GERALDELI S, SHEN C (2012). What do microtensile bond strength values of adhesives mean? *J Adhes Dent*, **14**: 307–314.
- şEN N,    ER US Y, TURP V, DEN  Z ř (2017). Monolitik zirkonya. *Turkiye Klin J Dent Sci* **3(2)**: 127–132.
- şENG  N A,   ZT  RK B,   LKER M, D  ş     LU F,   ZER F (2005). Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı   zerine etkisi. *G   Dişhek Fak Derg*, **22(3)**: 163-168.
- THAMMAJARUK P, INOKOSHI M, CHONG S, GUAZZATO M (2018). Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Mech Behav Biomed Mater*. **80**: 258-268.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition (2017). *J Prosthet Dent*, **117(5S)**: e1-e105.
- THOMPSON JY, STONER BR, PIASCIK JR, SMITH R (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*, **27(1)**: 71-82.
- TIAN T, TSOI JK, MATINLINNA JP, BURROW MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*, **30(7)**: e147-162.
- TONG H, TANAKA CB, KAISER MR, ZHANG Y (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high translucency. *Ceram Int*, **42(1 Pt B)**: 1077–1085.
- TRIBST J, ANAMI LC,   ZCAN M, BOTTINO MA, MELO RM, SAAVEDRA G (2018). Self-etching Primers vs Acid Conditioning: Impact on Bond Strength Between Ceramics and Resin Cement. *Oper Dent*, **43(4)**: 372-379.
- TRIWATANA P, NAGAVIROJ N, TULAPORNCHAI C (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. **4(2)**: 76–83.
- TSUKAKOSHI M, SHINYA A, GOMI H, LASSILA LV, VALLITTU PK, SHINYA A (2008). Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dent Mater J*, **27(2)**: 159-171.
- TURP V, SEN D, TUNCELL   B, G  LLER G,   ZCAN M (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J*, **58(2)**: 183-191.

- TZANAKAKIS EG, TZOUTZAS IG, KOIDIS PT (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent*, **115(1)**: 9-19.
- UO M, SJOGREN G, SUNDH A, GOTO M, WATARI F, BERGMAN M (2006). Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J*, **25**: 626-631.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, **26(2)**: 100-121.
- VAN NOORT R (2013). Introduction to Dental Materials: Introduction to Dental Materials. 4th Ed. p: 228-229.
- VERSLUIS A, DOUGLAS WH, SAKAGUCHI RL (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*. **12(5)**: 290-294.
- WARASHINA H, SAKANO S, KITAMURA S, YAMAUCHI KI, YAMAGUCHI J, ISHIGURO N, HASEGAWA Y (2003). Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials*, **24(21)**: 3655-3661.
- WEGNER SM, KERN M (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, **2**: 139-147.
- WOLFART M, LEHMANN F, WOLFART S, KERN M (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*, **23(1)**: 45-50.
- XIBLE AA, DE JESUS TAVAREZ RR, DE ARAUJO CDOS R, BONACHELA WC (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **95(3)**: 224-229.
- YAMAGUCHI H, INO S, HAMANO N, OKADA S, TERANAKA T (2012). Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent Mater J*, **31**: 472-480.
- YANG B, BARLOI A, KERN M (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*, **26**: 44-50.
- YANG B, LANGE-JANSEN HC, SCHARNBERG M, WOLFART S, LUDWIG K, ADELUNG R, KERN M (2008). Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater*, **24(4)**: 508-513.
- YI YA, AHN JS, PARK YJ, JUN SH, LEE IB, CHO BH, SON HH, SEO DG (2015). The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*, **40(1)**: 63-71.
- YUN J, HA S, LEE J, KIM S (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater*, **26(7)**: 650-658.

- ZHANG F, INOKOSHI M, BATUK M, HADERMANN J, NAERT I, VANMEERBEEK B, VLEUGELS J (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*, **32**: e327– e337.
- ZHANG Y, LAWN BR (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*, **97(2)**: 140-147.
- ZHANG Y, LAWN BR, MALAMENT KA, VAN THOMPSON P, REKOW ED (2006). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*, **19**: 442-448.



ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Gökhan
Soyadı : ÇİÇEKÇİ
Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara 23.11.1992
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Bekar
Yabancı Dil : İngilizce
İletişim Adresi : Melike sok. 64/40
Etlik/Keçiören/ANKARA
Tel : 0506 983 34 99
Elektronik Posta : gkncicekci@gmail.com

II. Eğitim

2015-Günümüz : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik
Diş Tedavisi Anabilim Dalı / Uzmanlık Programı
2010-2015 : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2006-2010 : Kalaba Anadolu Lisesi
1998-2006 : Talia Yaşar Bakdur İlköğretim Okulu

III. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar

1. **ÇİÇEKÇİ G, OĞUZ Eİ, KARAAĞAÇLIOĞLU L.** Tam seramik restorasyonların simantasyonunda güncel yaklaşımlar. Karaağaçlıoğlu L, editör. Protetik Tedavide Estetiğe Yönelik Güncel Yaklaşımlar. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2019. p.57-63.

Poster ve Sözlü Sunumlar

1. **ÇİÇEKÇİ G**, YILMAZ D, KARAAĞAÇLIOĞLU L (2019). Rehabilitation of maxillary defect with implant supported screw retained hybrid prosthesis – a case report, Poster Bildirisi, 18th Biennial Meeting Of International College of Prosthodontics and 43th Annual Meeting of European Prosthodontics Association, Amsterdam, Hollanda
2. **ÇİÇEKÇİ G** (2018). Alt Çenenin Teleskop Tutuculu Hareketli Bölümlü Protez İle Rehabilitasyonu, Poster Bildirisi, 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu, Diyarbakır
3. YILMAZ D, **ÇİÇEKÇİ G**, BATAK B, YILMAZ B, KARAAĞAÇLIOĞLU L (2018). CAD-CAM Seramiklerinde Yüzey Bitirme İşlemlerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Transluseransi Üzerindeki Etkisi, Sözlü Sunum, TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara
4. **ÇİÇEKÇİ G**, KARAAĞAÇLIOĞLU L, ÖNCÜ Ö (2018). Restoring insufficient interocclusal space with screw retained crown restoration - a case report, Poster Bildirisi, 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, Antalya
5. ÖNCÜ Ö, **ÇİÇEKÇİ G**, KARAAĞAÇLIOĞLU L (2018). Prosthetic rehabilitation with peek abutment and gingival contouring: Case report, Poster Bildirisi, 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, Antalya
6. ÜÇTAŞLI S, **ÇİÇEKÇİ G**, ERTÜRK H, HWİDİ M (2017). Seramik Laminat Veneer Restorasyonla Tedavi Sonrasında Klinisyen Memnuniyetlerinin Değerlendirilmesi: Pilot Çalışma, Sözlü Sunum, TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul

IV. Diğer Bilgiler

Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölümü Bilimsel Toplantı ve Genel Kurul, 2019, Antalya
2. 18th Biennial Meeting Of International College of Prosthodontics and 43th Annual Meeting of European Prosthodontics Association, 2019, Amsterdam, Hollanda
3. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölümü Bilimsel Toplantı ve Genel Kurul, 2018, Antalya

4. 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu, 2018, Diyarbakır
5. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 2018, Ankara
6. 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology Congress, 2018, Antalya
7. TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 2017, İstanbul

V. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

ITI (International Team for Implantology)

