



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**Y-TZP KOR YAPILI SERAMİK RESTORASYONLARIN
KENDİNDEN ADEZİV REZİN SİMANLARLA
BAĞLANTI KUVVETLERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ömer ERTUĞ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yüksel TÜRKÖZ

ANKARA

2016

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Y-TZP KOR YAPILI SERAMİK RESTORASYONLARIN KENDİNDEN
ADEZİV REZİN SİMANLARLA BAĞLANTI KUVVETLERİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ömer ERTUĞ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Yüksel TÜRKÖZ**

ANKARA

2016

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Y-TZP Kor Yapılı Seramik Restorasyonların Kendinden Adeziv Rezin Simanlarla Bağlantı Kuvvetlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.


Öğrencinin Adı Soyadı:

Tarih:

İmza:

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında
Ömer ERTUĞ tarafından hazırlanan
“Y-TZP Kor Yapılı Seramik Restorasyonların
Kendinden Adeziv Rezin Simanlarla
Bağlantı Kuvvetlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi”
adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak
OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul/ret edilmiştir.

30.06.2016


Prof. Dr. YÜKSEL TÜRKÖZ
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Jüri Başkanı


Prof. Dr. LEVENT NALBANT
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye



Prof. Dr. HAKAN TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye



Prof. Dr. SADULLAH ÜÇTAŞLI
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye



Doç. Dr. SEVCAN KURTULMUŞ
YILMAZ
Kıbrıs Yakın Doğu Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Raportör



Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. K. Zafer KARAER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	i
Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	2
1.1.1. Cam Seramikler	2
1.1.1.1. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler	2
1.1.1.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler	3
1.1.1.3. Feldspatik seramikler	3
1.1.2. Alumina Esaslı Seramikler	3
1.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler	3
1.1.3.1. Zirkonyum Oksitin Tarihçesi	4
1.1.3.2. Zirkonyumun Yapısı ve Özellikleri	5
1.1.3.3. Zirkonyum Oksitin Kristal Yapıları	6
1.1.3.4. Zirkonyum Oksitte Dönüşüm Sertleşmesi	7
1.1.3.5. Zirkonyum Oksit Çeşitleri	9
1.1.3.5.1. Stabilize Zirkonyum Oksit	9
1.1.3.5.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	10
1.1.3.6. Zirkonyum Oksit Alt Yapı Üretebilen Sistemler	11
1.1.3.6.1. Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)	11
1.1.3.6.2. Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)	11
1.1.3.6.3. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)	12
1.1.3.6.4. Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)	12
1.1.3.6.5. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)	13

1.1.3.6.6. DC-Zirkon sistemi (DCS-Precident, DCS Dental AG, Allscwill, İsviçre)	13
1.1.3.6.7. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)	14
1.1.3.6.8. Vita Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	14
1.1.3.6.9. ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)	15
1.1.3.6.10. Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya)	15
1.1.3.7. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlarda Simantasyon	15
1.2. Dental Simanlar	17
1.2.1. Çinkofosfat Simanlar	17
1.2.2. Çinko Polikarboksilat Siman	19
1.2.3. Cam İyonomer Siman	20
1.2.4. Hibrit İyonomer Simanlar	22
1.2.4.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	22
1.2.4.2. Poliasit Modifiye Rezin Simanlar (Kompomerler)	23
1.2.5. Kompazit Rezin Yapıştırma Simanları	25
1.2.5.1. Polimerizasyon Şekillerine Göre Kompozit Rezin Simanları	28
1.1.4.5.1.1. Kimyasal Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	28
1.1.4.5.1.2. Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	29
1.1.4.5.1.3. Hem Işık Hem Kimyasal Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	29
1.1.4.5.2. Adeziv Sistemlere Göre Kompozit Rezin Simanlar	31
1.1.4.5.2.1. Geleneksel Kompozit Rezin Simanlar	31
1.1.4.5.2.2. Kendinden Adeziv Kompozit Rezin Simanlar	31
1.3. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi	32
1.3.1. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	32
1.3.1.1. Mikrogerilim Deneyi (Mikrotensile deneyi)	32
1.3.1.2. Makaslama (Shear) Kuvvetlerine Karşı Bağlanma Dayanımı Deneyi	33
1.3.1.3. Mikro Makaslama Testi	34
1.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscobe, SEM)	34
1.4. Isısal Döngü Testi	35
2. GEREÇ VE YÖNTEM	37
2.1. Doğal Dişlerin Toplanması	37
2.2. Diş Hazırlığının Yapılması	38

2.3. Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması	39
2.4. Alt Yapı Örneklerinin Simantasyonu	40
2.4.1. Kendinden Adeziv Simanlarla Simantasyon	42
2.4.1.1. Rely X Unicem Siman ile Simantasyon	42
2.4.1.2. Clearfil SA Siman ile Simantasyon	43
2.4.1.3. G-Cem Automix Siman ile Simantasyon	44
2.4.2. Rezin Modifiye Cam İyonmomer Siman ile Simantasyon	45
2.4.2.1. Ketac Cem Plus Siman ile Simantasyon	45
2.5. Isısal Döngü Testi Uygulanması	47
2.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	47
2.7. SEM İncelemelerinin Yapılması	50
2.8. İstatistiksel Analiz Yapılması	50
3. BULGULAR	51
3.1. Makaslama Test Bulguları	51
3.2. Kopma Şekilleri ve Tipleri	53
3.3. SEM Bulguları	56
4. TARTIŞMA	61
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	79
ÖZET	81
SUMMARY	83
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	98

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince engin hayat ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım ve bana her konuda destek olan, güleryüzünü hiçbir zaman esirgemeyen, bana karşı her zaman sabırla yaklaşan çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Yüksel TÜRKÖZ'e

Doktora eğitimime başlamamda vesile olan ve eğitim süresince yol gösteren, destekleyen, bilgi, birikim ve tavsiyeleriyle bana bir ağabey kadar yakın olan tez komitemdeki değerli hocam Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na

Tez çalışmam sırasında bana yardımcı olan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine

Tez çalışmam sırasında destelerini, bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen sevgili dostlarım Yrd. Doç. Dr. Serdar POLAT başta olmak üzere Dr. Dt. Fehmi GÖNÜLDAŞ, Dr. Dt. Emre TOKAR ve Dr. Dt. Zeynep YEĞİN'e

Dostluklarını esirgemeyen tüm çalışma arkadaşlarıma ve yardımlarından dolayı tüm Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı idari ve yardımcı personeline

Tüm hayatım boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen annem Tülay ERTUĞ, babam Kadri ERTUĞ ve kardeşim Tuğba ERTUĞ COŞKUN'a

Doktora çalışmam boyunca sevgisini ve anlayışını esirgemeyen sevgili eşim Özlem ERTUĞ ve bu süre içerisinde zamanından çok fazla çaldığım biricik kızım Zeynep'e sevgi, saygı ve minnetlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Derece Santigrat
APM	Adeziv fosfat monomer
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Bis-GMA	Bisfenol glisidil, metakrilat
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
CAD/ CAM	Bilgisayar yardımıyla tasarım/ bilgisayar yardımıyla üretim
cm	Santimetre
dak	Dakika
EDMA	Etilen glikol dimetakrilat
GPa	Gigapaskal (basınç birimi)
HIP	Hot Isostatic Pressing
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
MDP	Metakriloksidil dihidrojen fosfat
META	Metakriloksietil trimellitik anhidrid
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare (alan birimi)
mm/dak	Hız

MMA	Metil metakrilat
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
mW/cm ²	Elektrik alan şiddeti
N	Newton
nm	Nanometre
μ	Mikron
μm	Mikrometre (=10 ⁻⁶ m, uzunluk birimi)
O	Oksijen
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonyum
RMCIS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
TEG-DMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TCB	Tetrakarboksil bütan
TZP	Tetragonal zirkonyum polikristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y ₂ O ₃	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Zirkon mineralleri	5
Şekil 1.2. Şematik dönüşüm sertleşmesi	9
Şekil 2.1. Dişlerin akrilin içerisine gömülüp hazırlanmış şekli	38
Şekil 2.2. Örneklerin kumlama öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri	39
Şekil 2.3. Kumlama işlemi yapıldıktan sonra zirkonyum alt yapı örnekleri	39
Şekil 2.4. Kumlama işleminde kullanılan cihaz	40
Şekil 2.5. Simantasyon işlemi	40
Şekil 2.6. Bu çalışmada kullanılan Rely X Unicem siman	42
Şekil 2.7. Bu çalışmada kullanılan Clearfil SA siman	43
Şekil 2.8. Bu çalışmada kullanılan G-Cem Automix siman	45
Şekil 2.9. Bu çalışmada kullanılan Ketac Cem Plus siman	46
Şekil 2.10. Simantasyonu yapılmış örnekler	47
Şekil 2.11. Makaslama testinde kullanılan cihaz	49
Şekil 2.12. Kırılma tiplerinin şematik görünüşleri	50
Şekil 3.1. Clearfil SA siman X250 ve X1000 büyütmede Dentinde kırık görüntüsü	57
Şekil 3.2. Clearfil SA X250, X1000 ve X3000 büyütmede Simanda koheziv kırık görüntüsü	58
Şekil 3.3. Ketac Cem Plus X250, X1000 ve X3000 büyütmede	

Simanda koheziv kırık görüntüsü

59

Şekil 3.4. Rely X Unicem X250, X1000 ve X3000 büyütmede

Diş yüzeyinde adeziv-koheziv kırık görüntüsü

60

Şekil 3.5. G-Cem Automix X250, X1000 ve X3000 büyütmede

Siman-diş arayüzünde adeziv kırık görüntüsü

61



ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Zirkonyum oksitin monoklinik, tetragonal ve kübik fazların gösterilmesi	6
Çizelge 1.2. Geleneksel yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri	24
Çizelge 2.1. Çalışmada kullandığımız yapıştırma simanları ve içerikleri	41
Çizelge 3.1. Rezin esaslı yapıştırma simanlarının ısısal yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlanma değerleri	52
Çizelge 3.2. Isısal döngü testi uygulanmayan örneklerin kırılma tiplerinin sonuçları	54
Çizelge 3.3. Isısal döngü testi uygulanan örneklerin kırılma tiplerinin sonuçları	55

1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde kaybedilen diş ve diş dokularının doğalına en yakın ve en başarılı şekilde restore edilebilmesi için materyal arayışı yıllardır devam etmektedir. Cam seramik restorasyonlarla estetik konusunda önemli bir yol alınmıştır. Ancak bu restorasyonların yetersiz fiziksel özellikleri posterior dişlerde kullanımlarını kısıtlamaktadır (Drummond ve ark., 2000).

Metal destekli seramik restorasyonlar, dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik tedavilerde halen en çok tercih edilen sistemler olarak yerlerini korumaktadırlar. Bununla birlikte, metal destekli seramiklerde karşılaşılan estetik kısıtlamalar, seramik teknolojisinde farklı malzeme arayışlarının kaynağını oluşturmaktadır (Craig ve ark., 1997).

İçerisinde metal bulundurmayan restorasyonlar metal destekli restorasyonlara göre yumuşak dokuların doğala yakın şekilde korunmasına izin verebilmektedir (Manicone ve ark 2007). Bu restorasyonlar aynı zamanda, uzun dönem klinik başarı, daha yüksek biyouyumluluk, daha iyi renk stabilitesi ve daha düşük ısı iletkenliği göstermektedirler (Ergun ve ark., 2006). Aynı zamanda, bazı tam seramik restorasyonların arka bölgede sabit restorasyon olarak kullanılmasını kısıtlayan düşük kırılma ve bükülme dayanımı değerleri bildirilmiştir (Att ve ark., 2007).

Zirkonyum oksitle güçlendirilmiş kor yapılı sistemler ise; doğal dişe yakın estetik özellikleri ve ağız içerisindeki kuvvetleri karşılayabilecek mekanik özellikleri nedeniyle günümüzde yaygın kullanım alanı bulmaya başlamıştır (Cebe ve ark. 2015; De Jager ve ark. 2005; Oyagüe ve ark., 2009 ve White ve ark., 2005).

Zirkonyum oksit (zirkonya) kor yapıların üretiminde bilgisayar yardımlı tasarımlar kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum oksit kor yapıların üzerine yapılan seramiğin yapımı konusunda önemli yol alınmasına rağmen, bu restorasyonların simantasyonuna dair bilgi eksikliğinin bulunması, nasıl ve ne şekilde simante

edileceği konusunda henüz bir fikir birliğinin olmaması dikkat çekicidir. Zirkonyum oksit restorasyonlar geleneksel simanlar ile simante edilebilmesine rağmen yeterli tutuculuğun sağlanamadığı durumlarda adeziv simantasyon tercih edilmektedir.

Yapılan restorasyonların başarısını etkileyen faktörler; diş hazırlığı, ölçü işlemi, restorasyonun yapımında kullanılan materyaller, laboratuvar aşamaları ve simantasyon işlemi olarak sıralanabilir. Son derece estetik olan seramik restorasyonların başarısı, büyük oranda doğru seçilen simana ve simantasyon tekniğine bağlıdır.

Çalışmamızın amacı; farklı rezin esaslı yapıştırma simanlarıyla yapıştırılan Y-TZP (yitrium tetragonal polikristal zirkonya) kor yapılı seramik restorasyonların bağlantı kuvvetlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir. Y-TZP kor yapılı seramik restorasyonların kendinden adeziv rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanla simantasyonunda fiziksel özellikler incelenecek, kendinden adezivli rezin simanların ve rezin modifiye cam iyonomer simanın Y-TZP kor yapı ile bağlanma dayanımları karşılaştırılacaktır. Yüksek estetik ve kırılma direncine sahip olması nedeniyle tercih edilen Y-TZP kor yapılı seramiklerin uzun dönem kullanımları için en uygun rezin esaslı yapıştırma simanının belirlenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemlerin alt yapı materyallerinin sınıflandırılmalarında literatürde farklı yaklaşımlar mevcuttur. Conrad ve diğerlerinin sınıflandırması aşağıdaki gibidir (Conrad ve ark., 2007).

1.1.1. Cam Seramikler

1.1.1.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)

- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

1.1.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

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

1.1.1.3. Feldspatik Seramikler

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

1.1.2. Alumina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)

1.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)
- Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- DC - Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

- Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

1.1.3.1. Zirkonyum Oksitin Tarihçesi

İlk kez 1789 senesinde Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasının sonucunda oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. Jons Berzelins tarafından 1824 yılında potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Sonrasında uzun süre nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde, 1980 sonrasında biyomedikal alanda ortopedik kalça protezlerinin yapımında kullanılmaya başlanmıştır (Chevalier, 2006). Ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (Christel ve ark., 1989). 2001 yılından sonra meydana gelen başarısızlıklardan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır (Chevalier, 2006). Çünkü bu alanda kullanılan magnezyum ile stabilize zirkonyumun tanecik çapı büyük (30- 60 µm) ve pöröz yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (Piconi ve Maccauro 1999).

Covacci ve ark. (1999) yüksek saflıktaki zirkonyum oksit seramiklerinin mutajenik ve karsinojenik kapasitesilerini inceledikleri in vitro çalışmaya göre hücreler üzerinde herhangi bir etkiye rastlanılmamıştır.

Diş hekimliğinde ise ilk olarak ortodontik braket, endodontik. post (Asmussen ve ark., 1999) ve implant abutmenti (Glauser ve ark., 2004) olarak kullanılmaya başlanmış olan zirkonyum, günümüzde CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (Besimo ve ark., 2001; Filser ve ark., 2001 ve Suttor ve ark., 2001). Sonrasında kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Bunun sonucunda kemik içi implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır.

1.1.3.2. Zirkonyumun Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum metali, periyodik cetvelin geçiş metalleri içerisinde yer alır. Zirkonyum, paslanmaz çelik ve titanyumla karşılaştırıldığında daha dayanıklıdır. Korozyona karşı dirençli bir metaldir. Geçiş metallerinin sertlikleri ve yoğunlukları yüksektir. Kaynama ve erime noktaları yüksek, iyi ısı iletkenlik özelliğine sahip materyallerdir. Saf ve/veya alaşım halinde yapı malzemesi olarak kullanılabilirler (Koçak ve Türker 2006).



Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$)

Zirkonyum Oksit (ZrO_2)

Şekil 1.1. Zirkon Mineralleri

Zirkonyum doğada tek başına bulunmayan bir metal olmasıyla birlikte, bilinen mineralleri; zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$). Zirkonyum silikata zirkon, zirkonyum oksite zirkonya da denilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

Aşınma ve termal şok direnci yüksek olan zirkonyum, bu özellikleri ile sanayide birçok alanda kullanılmaktadır. Uygun kimyasal ve boyutsal stabilitesi, mekanik direnci, sertliği ve paslanmaz çelik alaşımlarına benzer elastisite modülüyle 1960'ların sonlarında biyomateryal olarak kullanımını gündeme gelmiştir (Ak, 2005 ve Piconi ve Maccauro, 1999).

Gelişimlerinin ilk yıllarında zirkonyum oksit-magnezyum oksit, zirkonyum oksit-kalsiyum oksit gibi katı çözeltiler olarak biyomedikal kullanımlar için test

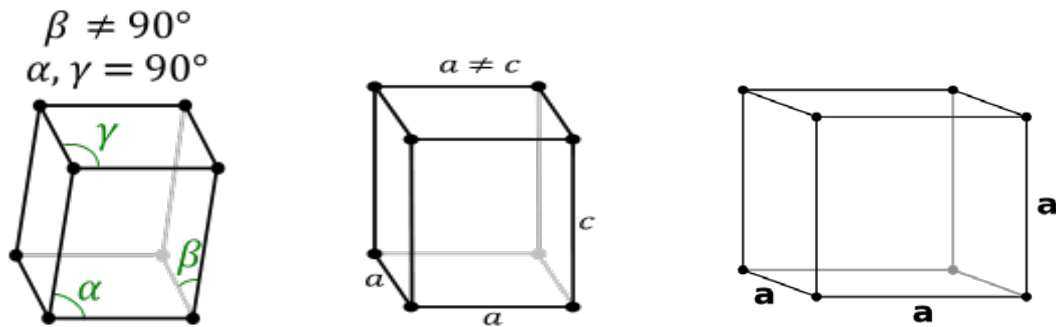
edilmişlerdir. Daha sonraki yıllarda çalışmaların çoğu tetragonal zirkonyum polikristalleri (TZP) olarak da bilinen ince grenli yapı ile karakterize zirkonyum-yttrium seramiklerin üzerinde yoğunlaşmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyanın magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂), kalsiyum oksit (CaO) ve yttrium oksit (Y₂O₃) gibi düşük değerli oksitlerle alaşım haline getirilerek yüksek sıcaklıklarda tetragonal ve/veya kübik fazın sinterize yapıda stabilizasyonu sağlanabilir fakat eklenen oksitin miktarına bağlı olarak bu durum değişebilmektedir (Goff ve ark., 1999).

1.1.3.3. Zirkonyum Oksitin Kristal Yapıları

Zirkonyum oksit (ZrO₂) küçük çaplı taneciklerden oluşan bir moleküldür (<0,5-0,6µm) (Ardlin 2002). Monoklinik, tetragonal ve kübik faz şeklinde üç farklı şekilde kristal yapıya sahiptir. Monoklinik fazda 1170 °C 'nin altında stabil haldedir, 1170 °C 'nin üstünde tetragonal faza dönüşümü gerçekleşir. Diğer eşik sıcaklık değeri ise 2370 °C' dir. Bu derecenin üzerine çıkıldığında kübik faza dönüşmüş olur. Ergime noktası olan 2680 °C' ye kadar ise kübik fazda bulunur (Piconi ve Maccauro, 1999). Tetragonal faz- monoklinik faza geçişinde, yapıda hacimce % 4-5 oranında artış meydana gelir. Bu artış geridönüşümlüdür, soğuma sırasında 950 °C den sonra başlar (Denry ve Kelly, 2008). ZrO₂ fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunmaktadır (Kelly, 2004).

Çizelge 1.1. Zirkonyum Oksitin Monoklinik, Tetragonal ve Kübik Fazların Gösterilmesi



Fırınlamadan sonra soğuma esnasında tetragonal→monoklinik faz dönüşümü meydana gelir. Bu sırada hacimde % 4-5'lik artış olur. Fazlar arası geçiş ile baskı stresleri oluşur ve böylece dayanıklılık artar. Tetragonal→monoklinik faz dönüşümü kontrol altında olmalıdır. Hacim artışı kontrol altına alınmazsa yapıda fraktürler görülebilir. Bu nedenle klinik şartlarda zirkonyumun dirençli bir yapıda olması için tetragonal fazda olması önemlidir (Garvie ve ark., 1975). Fakat tetragonal fazdaki tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum (Kelly, 2004 ve Piconi ve Maccauro, 1999), alüminyum, yitrium, magnezyum veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmesi gerekmektedir (Dunn ve Söderholm, 2001).

Yitrium oksit, saf zirkonyumu oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder. Bu durum parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum materyalini oluşturur (Piconi ve Maccauro, 1999). Alaşımın % 8 mol Y_2O_3 içermesi durumunda kübik faz oda sıcaklığında stabil iken % 2-5 mol Y_2O_3 kullanılarak tetragonal form oda sıcaklığında stabil kalabilir. Ancak tetragonal faz stabilize edilmiş olsa da, bu fazda zirkonyum aslında kararsız haldedir. Tam kararlı zirkonya, % 16 mol CaO, % 16 mol MgO, veya %8 mol Y_2O_3 ' ün ZrO_2 ' ye eklenmesi ile elde edilir. Kübik bir formu vardır (Garvie ve ark., 1975). Stabilize tetragonal faz diğer fazlara kıyasla daha iyi özelliklere sahiptir ve monoklinik faza martensitik dönüşümü materyale bazı üstünlükler sağlar. Faz dönüşümü geridönüşümlüdür.

1.1.3.4. Zirkonyum Oksitte Dönüşüm Sertleşmesi

Çatlak oluşumu esnasında tetragonal grenlerden bazılarında kritik ölçüde gerilme meydana gelir ise bu grenlerde ve daha sonrasında da komşu grenlerde otokatalitik bir reaksiyonla faz dönüşümü gerçekleşir (Anderson ve ark., 1990 ve Wang, 1997). Faz dönüşümü kararsız tetragonal grenlerin monoklinik faza dönüşümüdür. Çatlak ucunda yaklaşık % 4' lük hacim artışına neden olur ve komşu grenlerde kompresif stres oluşumuna yol açar (Chevalier ve ark., 2004).

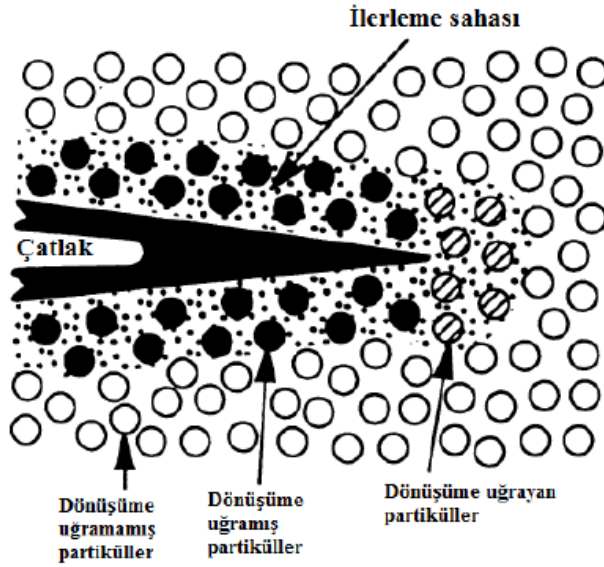
Aşındırma (Curtis ve ark., 2005; Garvie ve ark., 1975 ve Kosmac ve ark., 1999), kumlama (Curtis ve ark., 2005 ve Kosmac ve ark., 1999), yüksek sıcaklık (Chevalier, 1999 ve Deville ve ark., 2005) gibi mekanik ve termal streslerin etkisi altında tetragonal form monoklinik forma dönüşebilir (Potter ve Heuer, 1977). Bu durum, çatlak ucu ve etrafında lokalize kompresif stres oluşumu ile sonuçlanır ayrıca çatlak yayılımını önler (Potter ve Heuer 1977). Dönüşüm sertleşmesi fenomeninin zirkonya seramiklerinde diğer seramiklere kıyasla daha yüksek dayanıma (Garvie ve ark., 1975) ve sertliğe (Guazzato ve ark., 2004) sahip olmasını sağladığı bildirilmektedir. Fakat şiddetli monoklinik dönüşümler, materyalin özelliklerinde (dayanımda azalma ve kırılma gibi) bozulmaya da sebep olabilirler. Bu yüzden dönüşüm sertleşmesi, dönüşümün derecesine bağlı olarak avantaj getirebileceği gibi dezavantaja da sebep olabilir.

Tetragonal→monoklinik faz dönüşümü iyi bilinen, atermal, tersinir ve martensitik bir dönüşümdür. Yüksek sıcaklık histerezisi ile ilişkili hacim değişikliği (% 4-5) gösterir ve kayma birim deformasyonu büyüktür (% 14-15) (Evans, 1990 ve Garvie ve ark., 1975). Martensitik dönüşüm eski faza ait kafesin sistematik koordinatlarında kayma ile karakterizedir ve bu kayma sırasında her atomun katettiği mesafe bir atomik boşluktan daha küçüktür. Bu sebeple atom komşulukları değişmez. Sadece kristal yapıda değişikliğe neden olan martensitik dönüşümler, fazların bileşiminde bir değişiklik oluşturmaz (Anderson ve ark., 1990). Martensitik, tetragonal→monoklinik faz dönüşümü, soğuma veya izotermal şartlarda eksternal kuvvetler sonucu gerçekleşir. Her iki dönüşüm rotası da önemlidir. Termal nedenli dönüşüm termal döngü sonrası kalacak tetragonal faz miktarını belirler, stres nedenli dönüşüm ise zirkonya seramiklerin sertliğini artırır (Evans, 1990).

Tetragonal→monoklinik faz dönüşümü iki aşamada gerçekleşir. Birincisi, zirkonyum iyonlarının kayarak yer değiştirmesi ile kafes yapısının tetragonalden monoklinik forma dönüşümüdür. İkinci aşama ise monoklinik kafesteki oksijen iyonlarının difüzyonel migrasyonudur. Zirkonyum iyonlarının hızla kayarak yer değiştirmesi nükleasyonu için ve monoklinik plakaların dikey büyümesi için hız

kontrol faktörüdür. Oksijen iyonlarının difüzyonel migrasyonu ise plakaların lateral büyümesini kontrol eder.

Tersine monoklinik→tetragonal faz dönüşümünde Zr +4 ve O -2 iyonlarının eski pozisyonlarını alması difüzyon kontrollüdür. Bu dönüşümler zirkonyanın mekanik özelliklerini etkiler ve işlenmesi aşamasında önemlidir. Tersine soğuma sırasında görülen hacim değişiklikleri kübik→tetragonal faz dönüşümünde yaklaşık % 2,3, tetragonal→monoklinik faz dönüşümünde ise yaklaşık % 4,5' tir. Dönüşümlerle ilişkili hacim değişiklikleri, saf materyali solid yapı gerektiren uygulamalar için uygunsuz hale getirebilecek kadar önemlidir (Kelly ve Denry, 2008). Dönüşümler, sinterize katkısız zirkonyanın çözülüp dağılmasına neden olabilir.



Şekil 1.2. Şematik Dönüşüm Sertleşmesi

1.1.3.5. Zirkonyum Oksit Çeşitleri

1.1.3.5.1. Stabilize Zirkonyum Oksit

Saf zirkonyumun içerisine CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (Christel ve ark., 1989 ve Piconi ve Maccauro, 1999). Parsiyel stabilize zirkonyum ve tam stabilize zirkonyum şeklinde iki türü bulunmaktadır.

Zirkonyuma % 16 mol MgO, % 16 mol CaO ve %8 mol Y₂O₃ eklenerek tam stabilize formu oluşur. Kübik form içerir. Parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ) materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formunda olup PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyumdur (Garvie ve ark., 1975).

Parsiyel stabilize zirkonyum, saf zirkonyuma daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında büyük oranda kübik faz içerir monoklinik ve tetragonal fazların oranları daha düşüktür (Piconi ve Maccauro, 1999). Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyük olması (30- 40 µm) ve dolayısıyla porözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bunların kullanımını azaltmıştır. Bu özelliklerinden dolayı TZP materyallerine olan ilgi artmıştır.

1.1.3.5.2. Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonyum ve stabilize edici oksit olarak % 2-3'lük Y₂O₃ içerir (Christel ve ark., 1989). Zirkonyumu oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu değişkenlere bağlıdır (Piconi ve Maccauro 1999). Oda sıcaklığında kararsız halde bir tetragonal yapı elde edebilmek, tanecik boyutunun 0,8 µm'den küçük olması ile mümkündür. Kendiliğinden oluşan tetragonal→monoklinik faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y₂O₃ konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Y-TZP'nin elastisite modülü yaklaşık 210 MPa'dır (Guazzato ve ark., 2004). İn-vitro çalışmalarda zirkonyumun bükülme direncinin ortalama 900- 1200 MPa (Christel ve ark., 1989; Derand ve ark., 2000 ve Kosmac ve ark., 1999), kırılma dayanımının ise 7- 10 MPa m^{1/2} (Lin ve ark., 2002; Guazzato ve ark., 2004 ve Piconi ve Maccauro, 1999) olduğu bulunmuştur. Bu değerler neredeyse lityum disilikat esaslı

seramiklerin 3 katı (Christel ve ark., 1989) ve alumina esaslı seramiklerin 2 katıdır (Christel ve ark., 1989 ve Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyum biyouyumlu bir metaldir. İn vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir sistemik veya lokal yan etki bildirilmemiştir (Covacci ve ark., 1999 ve Scarano ve ark., 2003). Ayrıca ısıl iletleri azdır, dolayısıyla pulpa irritasyonları ve diş hassasiyetini azaltırlar (Raigrodski ve ark., 2001).

1.1.3.6. Zirkonyum Oksit Alt Yapı Üretebilen Sistemler

1.1.3.6.1. Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

3M ESPE firması tarafından 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM sistemi ile üretim yapmakta olan Lava sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum blokları kullanılır. % 20'lik lineer polimerizasyon büzülmesini tolere edilebilmesi daha geniş frezeleme yapılmasıyla mümkündür. Ölçü alınıp model elde edilir. Sonrasında optik tarayıcı tarafından model taranır ve yazılım kullanılarak restorasyon bilgisayarda tasarlanır. Yapılan tasarım freze makinasına transfer edilir. Sinterlenmemiş zirkonyum bloklardan aşındırma yapılır. Sonrasında 1500 °C'de sinterleme fırınında 11 saat sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Yüksek dirençli olması ve aynı zamanda optik özelliklerinden dolayı hem posterior hem de anterior bölgede kullanılabilir. Bu sistemde zirkonyum alt yapı 7 farklı renkte elde edilebilir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

1.1.3.6.2. Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllCeram, Procera AllZirkon ve Procera AllTitan bloklarını işlenebilmektedir. 2001 yılında Procera AllZirkon blokları üretilmeye başlanmıştır. Sistemde, laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı bulunmaktadır. Üretim yapılan ünitelerin biri ABD'de diğeri ise İsveç'tedir. Tarayıcılarda model taratıldıktan sonra bilgisayarda alt yapı tasarlanır. Veri transferi internet aracılığıyla yapılır. Procera AllZirkon kullanılarak maksimum 4-5 üyeli kron

köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Laboratuardan gelen alt yapı üzerine üst yapı porseleni (Nobel Rondo) yığılarak restorasyon bitirilir (Baldissara ve ark., 2010, ve Hamza ve ark., 2013).

1.1.3.6.3. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olarak üç ayrı kısmı vardır. Aşındırma ünitesi 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model tarandıktan sonra alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemde hem tam sinterlenmiş zirkonyum blokları (Kavo Everest ZH-Blank) hem de sinterlenmemiş (Kavo Everest ZS-Blank) zirkonyum blokları kullanıma sunulmuştur. Sinterlenmemiş bloklardan elde edilen alt yapılar 1500 °C'de sinterlenir. Eğer sinterlenmemiş bloklar kullanılırsa 5 farklı renk elde edilebilmektedir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapıların renklendirilmeleri mümkün değildir. Sistemde zirkonyumdan başka cam seramik bloklarla (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklarla (Kavo Everest T-Blank) da çalışılması mümkündür (Baldissara ve ark., 2010, Giannetopoulos ve ark., 2010 ve Hamza ve ark., 2013).

1.1.3.6.4. Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)

Sistem, tarayıcı ve bilgisayar programı, sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm), frezleme ünitesi (Hint- Els hiCut) olmak üzere 3 farklı kısımdan meydana gelir. Sistem hem tam sinterlenmiş hem de sinterlenmemiş zirkonyum blokları kullanılabilir. Zirkonyumdan başka titanyum ve plastik bloklar da işlenebilir. Bu sistem kullanılarak maksimum 4-5 üyeli kron köprü yapmak mümkündür. Bir üye kronun frezlenmesi için tam sinterlenmiş bloklardan 2 saat, sinterlenmemiş bloklar ise 30 dakika frezlenmelidir (Giray ve ark., 2007).

1.1.3.6.5. Cercon Sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)

Cercon sisteminde, CAD/CAM sistemlerinde olan bilgisayar tasarımı yoktur, geleneksel yolla oluşturulmuş mum yapının CAM sistemiyle alt yapı üretilir. Cercon heat ve Cercon brain (lazer tarayıcı ve frezeleme ünitesi içerir) ismiyle bilinen iki kısımdan meydana gelir. Mum örnek lazer tarayıcıda taranır. Oluşan yazılım frezeleme ünitesine transfer edilir. Sinterlenmemiş zirkonyum bloklardan, tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde freze edilerek alt yapı elde edilir. Sistem içerisinde 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında farklı uzunluklardaki bloklar üretilmiştir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı Cercon brain ünitesinden alınıp teknisyen tarafından geleneksel yöntemlerle final düzeltmeler tamamlanır. Alt yapılar % 25-30 sinterlenme büzülmesini kompanse edebilsin diye büyük üretilmiştir ve 1350 °C de 6-8 saat işlem görerek hedef boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların yapım süresi daha kısadır (Anusavice, 2003; Besimo ve ark., 2001; Filser ve ark., 2001 ve Suttor ve ark., 2001).

1.1.3.6.6. DC-Zirkon Sistemi (DCS-Precident, DCS Dental AG, Allswill, İsviçre)

DCS Dentform (yazılım), Sistem Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı) ve Precimill (frezeleme makinesi) olmak üzere üç bölümden oluşur. Alçı model tarayıcı tarafından taranır. Tarayıcı yaklaşık 300 000 farklı noktadan ölçüm yapar. Ölçüm bittiğinde veriler bilgisayara gönderilir. Yazılım programında gövde boyutları, konnektör kalınlığı gibi alt yapı boyutları belirlenir. (Guazzato ve ark., 2005). Bu boyutlar frezeleme makinesine aktarılır. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonyum bloklarından freze edilir. Bu aşamadan sonra bir ısısız işlem ve sinterlenme büzülmesi yoktur (Giordano, 2002). Bazı araştırmacılar, tam sinterlenmiş blokların freze işlemi esnasında mikro çatlakların meydana geldiği düşünürken (Luthardt, 2004), bazıları ise alt yapı örneklerinde büzülme meydana gelmemesinden ötürü mükemmel bir restorasyon uyumu elde edildiğini belirtmektedir (Besimo ve ark., 2001 ve Vult von Steyern ve ark., 2005).

1.1.3.6.7. Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)

Ağız içi kamerası, frezeleme ünitesi, bilgisayar programı ve sinterleme fırını (Zyrcomat) vardır. Sistem hem modeli hem de mum modelajı tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayarda alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonyum bloklardan aşındırılarak ortaya çıkartılır. Sinterleme ile beraber alt yapıda % 20 oranında büzülme meydana gelir ve final boyuta ulaşılır.

Cerec Vitablocks InCeram-Alumina, Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya, Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Cerec ProCAD ve Dicor MGC blokları piyasada bulunmaktadır. Maliyetinin düşük olması, zirkonyumdan başka bloklarla da çalışılabilmesi ve zirkonyum alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi avantajıdır. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapmak mümkün olmaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesi istenen seviyede değildir (Baldissara ve ark., 2010, Giray ve ark., 2007 ve Hamza ve ark., 2013).

1.1.3.6.8. Vita Celay Sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

Restorasyon geleneksel frezeleme tekniği ile oluşturulur yani bir bilgisayar desteği yoktur. Alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), zirkonyum bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks), feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks) ve spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) kullanılabilir. Sistemde kullanılan ünite iki kısımdan meydana gelmektedir. İlk kısımda mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), diğer kısımda ise freze işlemi uygulanacak Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır.

Kopyalama kısmında aşındırmayan uçlar modelaj yüzeyinde dolaşırken, diğer kısımda aşındırıcı uçlar zirkonyum bloğu aşındırmaktadır. Frezelenmiş alt yapı 1120 °C’ de sinterlenir, cam infiltre edilir ve tekrar 1140 °C ‘de sinterlenir. Üst yapı için Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (O’Brien, 2002 ve Yücel, 2005).

1.1.3.6.9. ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya)

Sistem içerisinde, tarayıcı (3 Shape D 200), frezeleme ünitesi (ZENO 4030), sinterleme fırını (ZENO Fire) ve bilgisayar yazılımı (ZENO CAD) bulunur. Ölçü sonrası model elde edilir ve bu modeller kesit alınarak taranır. Taranan model 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD' de tasarlanır.

Alt yapı üretildiğinde % 20 oranında daha büyüktür. 12 saat süren sinterleme işleminin ardından orijinal boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonyum bloklarının yanında plastik ve alumina blokları da bulunmaktadır (Giray ve ark., 2007 ve Tosun, 2007).

1.1.3.6.10. Zirkozahn Sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya)

Geleneksel yöntemle üretim yapılır. CAD/CAM sistemi değildir. Frezeleme işlemi teknisyen vasıtasıyla yapılır. Sistemde yeşil zirkonyum olarak da bilinmekte olan sinterlenmemiş zirkonyum blokları kullanılır. Işıkla polimerize olan kompozitle alt yapı elde edilir. Kompozit örnek makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, zirkonyum blok ise frezeleme işleminin yapılacağı bölmeye yerleştirilir. Okuyucu uç kompozit örnek üzerinde hareket ettirilerek işleme bölmesine yerleştirilen sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonyum bloğun işlenmesi sağlanır. Freze işleminden sonra % 25 daha büyük hacimde elde edilen restorasyon yaklaşık 1500 °C' de 16 saat sinterlenir ve istenen boyutları elde edilir (Comlekoglu ve ark., 2009 ve Ghazy ve ark., 2012).

1.1.3.7. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlarda Simantasyon

Kron köprü protezlerde simantasyon işlemi ve yapıştırma simanı başarıda önemli rol oynamaktadır. Yapıştırma simanları, restorasyon ile diş dokusu arasındaki aralığı çeşitli (mekanik, kimyasal, kombine) bağlantı mekanizmaları ile örtmeli ve mikrosızıntıya engel olmalıdır.

Uygun dental adeziv;

- Materyaller arasında daimi bir bağlantı yapabilmeli
- Mekanik dirençlere sahip olmalı
- Ağız içinde çözülmemeli
- Uygulama yüzeyini ıslatabilmeli
- Optimum film tabakası ve akışkanlığa sahip olmalı
- Yeterli kırılma direnci göstermeli
- Biyouyumlu olmalı
- Yeterli çalışma ve sertleşme süresine sahip olmalıdır

(Diaz-Arnold ve ark 1999).

Y-TZP altyapılar hem geleneksel simantasyon yöntemleri ile hem de adeziv simantasyon yöntemleriyle simante edilebilirler.

Yüksek kırılma dirençlerinin olması nedeniyle üreticilerin önerdiği gibi zirkonyum alt yapıli kron ve köprü restorasyonları geleneksel simanlarla da yapıştıırılabilir. Adeziv simantasyon ile kenar uyumu sağlanmakta, mikrosızıntı azalmakta, tutuculuk artmakta ve sekonder çürük riski önlenerek uzun ömürlü ve başarılı restorasyonlar yapılabilmektedir.

Zirkonyum alt yapıli kron ve köprü restorasyonlarında ilave tutuculuk gerektiren, çok kısa kron boylarına sahip vakalarda, adeziv simantasyonun bilinen olumlu özelliklerinden yararlanılabilir. Zirkonyum yüzeyine uygulanan çeşitli işlemler sonucunda uzun süreli ve dayanıklı bir bağlantının sağlanabildiğinin ifade edildiği çalışmalar yanında literatürde farklı sonuçlar da vardır (Diaz – Arnold ve ark., 1999 ve Guazzato ve ark., 2004).

Seramik restorasyonlar hidroflorik asitle pürüzlendirilmelerine bağılı olarak asit ile pürüzlendirilen ve aside dirençli olarak iki gruba ayrılabilirler. Feldspatik, lösit ve lityum disilikat seramikler hidroflorik asitle kolaylıkla pürüzlendirilebilirler. Ancak, cam seramiklerde kullanılabilen asitle pürüzlendirme ve silan kullanımı, silika

içermeyen aside karşı dirençli seramikler için geçersiz yöntemlerdir. Alümina seramikler ve zirkonya seramik sistemler aside dirençlidir ve hidroflorik asit uygulaması, seramik yüzeyin resin simana güvenilebilir mikromekanik bağlantısını sağlayamaz. Zirkonyum oksit seramikler camsı yapıda olmadığı, polikristalin yapıda olduğu için simantasyonu problemlidir. Materyale yüzey işlemi uygulanması çok zordur. Asitle pürüzlendirilememesi ve camsı yapıda da olmadığı için silanla bağlanamaması simantasyonunu güçleştirmektedir (Kern ve Wegner, 1998 ve Valandro ve ark., 2005).

1.1.4. Dental Simanlar

Dental simanlar protetik restorasyonların dişlere yapıştırılmasından ortodontik apareylerin dişlere bağlanmasına, dolguların altına kaide maddesi olarak kullanılmasından restoratif materyal olarak kullanılmasına kadar diş hekimliğinde birçok amaç için kullanılırlar.

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları şu şekilde sınıflandırılmıştır (Akaltan, 2002, Diaz-Arnold ve ark., 1999 ve O'Brein, 2007).

- a) Çinkofosfat simanlar
- b) Çinko polikarboksilat simanlar
- c) Cam iyonomer simanlar
- d) Hibrit iyonomer simanlar
 - 1) Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
 - 2) Poliasit modifiye cam iyonomer simanlar
- e) Rezin simanlar

1.1.4.1. Çinkofosfat Simanlar

Kullanılan en eski simandır. Bundan dolayı uzun süre takip edilmiş vakalar ile klinik başarısı kanıtlanmıştır (Rosensteil ve ark., 1998). Özellikleri çok ideal olmamasına rağmen standart siman olarak kabul edilir. Toz ve likid olarak iki ayrı kısmı vardır. Tozu % 90 oranında çinko oksit , % 2-10 oranında da simanın beyaz rengini sağlayan

magnezyum oksit içerir. Likidin içeriğinde, % 30-35 oranında su, % 45-60 oranında fosforik asit, alüminyum fosfat ve çinko fosfat bulunur. Ayrıca bazı preparatlarda reaksiyon hızını azaltmak amacıyla metal tuzları bulunmaktadır (Craig ,1997 ve Diaz – Arnold ve ark., 1999).

Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonları ile negatif fosfat grupları arasında gerçekleşmektedir. Reaksiyon sonucunda zayıf bir siman meydana gelir. Dış dokusuna mekanik olarak bağlanabilen çinko fosfat simanda gerilme direnci düşük olmasına rağmen dayanıklılık yüksektir.

Toz ve likidin karıştırılmasıyla birlikte reaksiyon başlar. Fosforik asit, çinko oksit parçacıklarının yüzeyini etkileyerek çinko iyonlarının salınımını sağlar. Fosforik asitle birleşen alüminyum, çinko ile reaksiyona girerek parçacıkların diğer kısmının yüzeyinde çinkoalüminümfosfat jeli meydana getirir. Siman koheziv çinkoalüminümfosfat matriks içine gömülen reaksiyona girmeyen çinko oksit partiküllerinden oluşur (Avusavice, 1996).

Simanın direnci uygun toz/likit oranına bağlıdır. Uygun oranda hazırlandığında baskı dirençleri 104 MPa, gerilme dirençleri 5.5 MPa ve elastisite modülü 13 GPa'dır. Çiğneme kuvvetlerine karşı direnç açısından en avantajlı simandır. Çinko fosfat simanlar restorasyon ara yüzeyinde mekanik olarak tutuculuk sağlarlar, kimyasal bağlantı özellikleri yoktur.

Uygun çalışma zamanının olması, kolay uygulanabilirliği, geçmişinin uzun ve başarılı olması, yüksek sertlik direnci göstermesi çinko fosfat simanın avantajlarıdır. (Diaz – Arnold ve ark., 1999 ve O'Brein, 1989).

Ph'sının düşük olmasına bağlı, pulpal reaksiyonlar göstermesi, postoperatif hassasiyete neden olması, çözünürlüğünün yüksek olması, dokulara adezyonunun zayıf olması, sertleşme büzülmesi göstermesi çinko fosfat simanın dezavantajlarıdır. (Craig, 1997 ve Nayır, 1999).

Tam metal kronların, metal destekli kron köprü restorasyonlarının, metal inley-onley restorasyonlarının, prefabrike veya döküm postların, alümina ve zirkonyum esaslı seramik kronların simantasyonlarında, ortodontik bant ve braketlerin simantasyonlarında ve dolgu altına kaide materyali olarak kullanılmaktadır (Rosensteil ve ark., 1998; O'Brien, 2002 ve Zaimoğlu ve Can, 2004).

1.1.4.2. Çinko Polikarboksilat Siman

Dennis Smith 1968 yılında, simanların gerilme dayaklılığını arttırmak ve diş dokusuna adezyon sağlamak amacıyla çinkofosfat simanın likidinin poliakrilik asitle yer değiştirilmesiyle elde etmiştir. Pat halindeki simanın, apatite hidrojen bağıyla bağlandığı, simanın sertleşmesiyle birlikte hidrojen bağlarının yerine metal iyonlarının geçerek metal iyon köprüsü oluşturduğu düşünülmektedir (Craig, 1996 ve O'Brien, 1989).

Toz ve likit olarak iki ayrı kısmı bulunmaktadır. Tozunda % 90 oranında çinko oksit, % 10 oranında magnezyum oksit bulunmakta, ayrıca % 4-5 oranında stannöz florid, sertleşme süresini modifiye etmek ve manipülatif özellikleri arttırmak amacıyla ilave edilmiştir. Likidi de poliakrilik asidin % 35-45 oranında sudaki solüsyonundan oluşmaktadır. Su ile reaksiyonu sonucunda sertleşen tipleri bulunmaktadır. Poliasit kurutulduktan sonra dondurularak simanın tozuna eklenerek elde edilirler.

Tozun likitle teması halinde toz kısmın yüzeyindeki kalay, çinko ve magnezyum gibi iyonlar, poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla reaksiyona girerek iyonik çapraz bağlı bir yapı oluşturur. Sertleşmiş olan siman; çinko polikarboksilat matriks içinde dağılmış çinko oksit partiküllerinden oluşur (O'Brien, 2002).

Biyolojik olarak diş dokularıyla uyumlu olduğu için post operatif hassasiyete neden olmaması, uygulanabilirliğinin kolay ve çalışma zamanının uzun olması, düşük miktarda da olsa kimyasal adezyon sağlayabilmesi çinko polikarboksilat simanın avantajlarıdır.

Çözünürlüğünün yüksek olması, yetersiz fiziksel özellikler göstermesi, düşük baskı (55 MPa) ve germe direnci (8-12 MPa), elastisite modülünün düşük (6GPa) olması polikarboksilat simanın dezavantajlarıdır.

Polikarboksilat simanların; plastik deformasyona dirençleri, çinko fosfat simanlara göre daha azdır. Bundan dolayı uzun kron ve köprü restorasyonlarının simantasyonlarında, yüksek çiğneme basıncı olan bölgelerde kullanımı pek uygun değildir. Poliakrilik asit fosforik asite göre daha zayıf ve molekül büyüklüğü daha fazla olduğu için dentin tübüllerine difüzyonu sınırlıdır. Bu nedenle postoperatif hassasiyet gözlenmez. Polikarboksilat simanların; diş yüzeyindeki tutuculuğu büyük ölçüde adezyon kuvvetlerine ve kimyasal tutunmaya bağlı olduğu için, diş yüzeyinin iyice kurutulması ve temiz olması gerekmektedir (Craig, 1996 ve Nayır,1999).

Altın ve porselene bağlantısı zayıf olduğu için, bu maddelerden yapılan restorasyonların simantasyonunda kullanımları pek uygun değildir. Paslanmaz çelik ile kuvvetli bağlantı oluşturdukları için ortodontik brakelerin simantasyonunda kullanılabilirler. Tam metal kronların, post sistemlerinin, metal inley ve onleylerin, metal destekli ve kısa üniteli kron köprü restorasyonlarının simantasyonunda kullanılabilir (Diaz – Arnold ve ark., 1999; O'Brien 2002; Rosensteil ve ark., 1998 ve Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.1.4.3. Cam İyonomer Siman

1970'li yılların başında, Wilson ve Kent tarafından, silikat simanın dayanıklılığı, translüsensi ve flor içermesi özelliği ile çinko polikarboksilat simanın adezyon özelliğinin bir araya getirilmesi amacıyla klinik kullanıma sunulmuştur (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Nicholson, 1998 ve O'Brien, 2002).

Tozunda kalsiyum flor aminosilikat cam partikülleri bulunmaktadır. Cam yapı alümina, silika, metal oksitleri ve metal fosfatların 1100 °C'den fazla ısılarla eritilmesiyle elde edilir. Çinko, sodyum, potasyum, alüminyum, kalsiyum, stronsiyum ve lantiyum kullanılan metal iyonlarıdır. Likidi, poliakrilik asidin sulu solüsyonundan

oluşur. Likidin yoğunluğunu azaltılması ve raf ömrü sırasında jelasyon oluşumunu engellenmesi için, likit içerisine itakonik asit eklenmiştir. Tartarik asit ise akışkanlığı arttırarak simanın sertleşme reaksiyonunu geciktirir (Ladha ve Verma 2010 ve O'Brien 2002).

Erken dönemde nem varlığına çok hassastır. Su ile temasını kesmek için marjinal sınıra jel sürülülebilir ancak subgingival marjinlerde bu işlem mümkün olmamaktadır. Neme olan duyarlılığını azaltmak için suyla sertleşen çeşitleri üretilmiştir. Diş sert dokularına yakın ısısız genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği vardır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli bir simandır. Antikaryojeniktir. Sertleşmesinin başında nem ile teması kesildiği süre boyunca sertleşme reaksiyonunun devamı olan silika ağ yapı oluşur. Buna bağlı olarak baskı dayanıklılıkları bir yıl süreyle yaklaşık 200 MPa'a kadar ulaşır (Ladha ve Verma, 2010; Tyas, 2006 ve Uludamar ve ark., 2011).

Sertleşme reaksiyonu iyon salınımı yapan camın poliasit ile yaptığı reaksiyondur. İki aşamada olmaktadır. Sertleşme aşamasından sorumlu olan ve karıştırılmasından hemen sonra gerçekleşen birinci aşamada; kalsiyum iyonları, poliakrilik asidin karboksilat gruplarına bağlanmaktadır. Böylece siman çalışılabilir kıvama gelmektedir. İkinci aşamada ise; alüminyum iyonları reaksiyona katılarak alüminyum poliakrilatı (polikarboksilat) oluşturmaktadır. Bu da simanın daimi sertleşmesinden sorumludur. Sertleşme esnasında reaksiyona giren tüm kalsiyum iyonları, 3 saatte tamamen bağlanırken, alüminyum iyonları ise 48 saate kadar bağlanmaya devam eder (Nicholson, 1998; Rosenstiel ve ark., 1998 ve Zaimoğlu ve Can, 2004).

Flor salınımı yaparak sekonder çürük oluşumunu engeller; dolayısıyla antikaryojeniktir. Mine ve dentin dokusuna kimyasal olarak bağlanabilir. Translütent olması, film kalınlığının ince olması, polimerizasyon büzülmesi göstermemesi cam iyonomer simanın avantajlarıdır. İdeal oranlarda karıştırıldığında vizkozitesi çok düşüktür. Isı iletkenlikleri ve ısısız genleşme katsayıları diş dokularıyla uyumludur.

Elastisite modülünün düşük olması (7 GPa), stres alan bölgelerde elastik deformasyon riskinin olması, erken dönem çözünürlüğünün yüksek olması, sertleşmeye başlayan

simanın tükürük ile temasının, fiziksel özelliklerini zayıflatması ve translüsentliğini azaltması, çalışma süresinin kısa olması dezavantajlarıdır. Metal destekli ve desteksiz seramik kron köprü restorasyonlarının, inley-onleylerin, ortodontik bant ve braketlerin, kanal için prefabrike ve döküm postların simantasyonunda kullanılabilirler (Craig, 1997 ve Rosensteil ve ark., 1998).

1.1.4.4. Hibrit İyonomer Simanlar

Rezin esaslı simanlar ve cam iyonomer simanların olumlu özelliklerini bir araya getirmek, olumsuz özelliklerini elemek için iki farklı simanın farklı oranlarda bir araya getirilmesiyle hibrit simanlar ortaya çıkmıştır (Rosensteil ve ark., 1998).

1.1.4.4.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlardaki düşük mekanik direnç ve neme karşı hassasiyet gibi olumsuz özelliklerin azaltılması için, yapılarına belirli oranlarda hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya bisfenolglisidilmetakrilat (Bis-GMA) gibi rezinler eklenerek rezin modifiye cam iyonomer (RMCIS) simanlar bulunmuştur. Bu şekilde cam iyonomerin neme karşı hassasiyetinin ve suda çözünürlüğünün azaltılması, dayanıklılığının artırılması amaçlanmıştır (Craig ve Powers, 2002 ve Rosensteil ve ark., 1998).

Tozu floralumina silikat camdan oluşur. Likidi metakrilat rezin, poliasit, HEMA ve su içerir. Simanın sertleşmesi, metakrilat grupların serbest radikallerinin kimyasal ya da ışık ile polimerizasyonu ile başlar, floralumina silikat cam ve metakrilat grup ile modifiye edilmiş polialkenoik asit-baz reaksiyonu ile tamamlanır. Sertleşme reaksiyonu sonucunda metalpoliakrilat tuz ve polimer oluşur (Nicholson, 1998).

Ağız sıvılarında çözünürlüklerinin az olması, mine ve dentin dokusuyla beraber metallere de kimyasal adezyon sağlaması, yeterli çekme ve basma direncine sahip olması, film kalınlıklarının ince olması, flor salınımı sayesinde antikaryojenik olması avantajlarıdır (Mount, 1999).

Anterior bölgede estetik restorasyonlarda kullanılmak üzere renk seçeneklerinin az olması, uzun dönem klinik sonuçlarının yetersizliği, yapılarında bulunan HEMA'nın yüksek hidrofilik özelliği nedeniyle, yüksek miktarda su absorpsiyonuna neden olması, su emilimine bağlı genişleme sonucu kırıklar görülebilmesi dezavantajlarıdır (Canpolat, 2001 ve Diaz-Arnold, 1999).

Tam metal kronların, metal destekli seramik restorasyonların, ortodontik bant ve braketlerin, kanal için prefabrike ve döküm postların simantasyonunda kullanılabilirler (Anusavice, 2003; Zaimoğlu ve ark., 1993 ve Zaimoğlu ve Can, 2004).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların, geleneksel cam iyonomer simanlara göre mine ve dentine adezyonları daha iyidir, suda çözünürlükleri daha azdır, asitlere karşı daha dirençlidir, mekanik özellikleri çok daha iyidir, çalışma zamanları daha uzun olmakla birlikte sertleşme zamanı daha kısadır.

1.1.4.4.2. Poliasit Modifiye Rezin Simanlar (Kompomerler)

Kompozit rezin esaslı simanlar ile cam iyonomer simanların artan fizikokimyasal dayanıklılığı ve flor salınımı gibi avantajlarını bir araya getirmek için geliştirilmişlerdir (Craig ve ark., 2004). Kompomer adıyla da bilinirler (McLean ve ark., 1994).

Temel olarak rezin matriks (üretan dimetakrilat (UDMA), hidroksietilmetakrilat (HEMA)) ve tetrakarboksil bütan (TCB) ile hem kompozit rezinin polimerize olabilir gruplarını hem de cam iyonomer simanın asidik gruplarını içeren, asidik polimerize olabilir monomer içerir. Bunlara ilave olarak yapılarında ağırlıkça % 72 oranında flor içeren floralüminasilikat cam doldurucu partikülleri, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur (Tyas, 2000).

Sertleşmesi metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar. Asidik monomer, matris içerisindeki diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri oluşturur. Su içermediğinden dolayı, sertleşme reaksiyonu ağız ortamında su emilimi ve asit baz reaksiyonu ile devam eder. Daha sonra asidin cama etkisiyle metal iyonları salınırlar ve asit gruplarıyla çapraz bağlar oluştururlar (Mount, 1999 ve Summitt ve ark., 2001).

Flor salınımıyla sekonder çürükleri önleyebilir olması, mine ve dentin dokusuna kimyasal olarak bağlanabilmesi, fiziksel özelliklerinin yüksek olması, geleneksel cam iyonomer simanlara oranla suda çözünürlüklerinin daha az olması avantajlarıdır (Gross ve ark., 2001; McLean ve ark., 1994 ve Tyas, 2000).

Neme karşı hassas olması, uzun süreli takip edilen klinik sonuçlarının az olması, bükülme ve abrazyona karşı dirençlerinin düşük olması dezavantajlarıdır (Gross ve ark., 2001; McLean ve ark., 1994 ve Ruse, 1999).

Tam metal kronların, metal destekli veya desteksiz kron köprü restorasyonların simantasyonunda, yetersiz kron boyu varlığında krona destek sağlamak için çekirdek yapımında kullanılırlar (Garcia-Godoy, 2000 ve Gross ve ark., 2001).

Çizelge 1.2. Geleneksel Yapıştırma Simanlarının Mekanik Özellikleri

	Baskı Dayanımı(MPa)	Germe Dayanımı(MPa)	Elastik Modülüs(GPa*)
Çinkofosfat siman	96-130	3-5	9-13
Çinkopolikarboksilat siman	55-96	3-6	4.4
Cam iyonomer siman	90-220	4.5	5.4
Rezin ile modifiye edilen cam iyonomer siman	85-120	13	2.5
Poliasit ile modifiye edilen rezin siman	100	–	3.6

*GPa=1000 MPa **24 saat içindeki özellikler

1.1.4.5. Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları

Tam seramik sistemlerinin gelişmesiyle beraber rezin esaslı yapıştırma simanlarında da ilerlemeler olmuştur. Geleneksel simanlara oranla daha az mikrosızıntı ve daha uzun klinik kullanım süresine sahip olmasından dolayı son yıllarda metal desteksiz seramik kronların, laminate veneerlerin, indirekt kompozit restorasyonların, inley ve onleylerin simantasyonunda sıklıkla tercih edilen rezin simanlar, tutuculuğun yetersiz olduğu metal destekli restorasyonların simantasyonunda da güvenle uygulanabilir (Craig ve Powers, 2002; Moon ve ark., 2004 ve Shor ve ark., 2003).

Rezin simanlar; organik ve inorganik fazlar ile bu iki fazı birleştiren ara faz olmak üzere üç temel yapıdan meydana gelmektedir.

Organik matriks (organik faz): Taşıyıcı faz olan organik faz; yüksek molekül ağırlığına ve vizkoziteye sahip Bis-GMA veya UDMA gibi monomerler ile bu vizkoziteyi kontrol etmek amacıyla TEGDMA gibi düşük vizkoziteli monomer karışımını içerir. UDMA; bu yapıya renk değişimine karşı direnç sağlamak ve adezyonu arttırmak amacıyla katılır.

Ayrıca organik matriks içine, polimerizasyonu başlatma yöntemine göre; kimyasal başlatıcılar (Ör: α diketon olan kamforokinon) veya materyalin kendi kendine polimerizasyonunu engellemek amacıyla inhibitörler (Ör: 4-metakorfenol) ilave edilir (Matinlinna ve ark., 2004).

İnorganik doldurucular (inorganik faz): Polimer matriksin; fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla yapı içerisine katılan farklı şekil ve büyüklüğe sahip kuartz, stronsiyum, kolloidal silika, yitrium, borosilikat cam ve lityum alüminyum silikat gibi partiküller bu yapıyı oluştururlar (Matinlinna ve ark., 2004).

Ara faz: İnorganik ve organik fazları birbirine bağlayan bu faz; metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak bilinen, vinil-silan türevidir. Çift

fonksiyonlu silan bağlayıcı ajanlar; organik matriksin, metakrilat grubuyla kovalent bağ oluştururken, doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluşturur (Matinlinna ve ark., 2004).

Silan Bağlama Ajanları: Silan bağlayıcı ajan; organofonksiyonel bir kısım ve üç hidrolize alfoksi grubu içermektedir. Aktive olmadan önce, trialkoksisilan hafif asidik etanolsu solventinde hidrolizasyon reaksiyonuna uğrayarak trialkoksi grubundan silanol formuna geçmektedir (Matinlinna ve ark., 2004). Daha sonra, çoğu kez metakrilat grubu olan organofonksiyonel kısım, rezin kompozit sistemin monomerleri ile polimerize olmaktadır.

Rezin simanlar, organik matriksinin içine gömülü olan inorganik doldurucular ve bağlantı ajanından meydana gelir. Ayrıca yapısında eriticiler, hızlandırıcılar, reaksiyon başlatıcılar ve dentine bağlantı sağlayan fonksiyonel monomerler bulundurulur (Manicone ve ark., 2007).

En sık kullanılan monomer bisfenol-A ve glysidilmetakrilatın reaksiyonuyla oluşan Bis-GMA'dır. Bis-GMA'nın moleküler ağırlığı metilmetakrilattan daha fazla olduğundan dolayı polimerizasyon büzülmesi daha azdır (Bis-GMA % 7,5, MMA % 22). Yapıdaki diğer bir monomer de üreandimetakrilattır (UDMA). Monomerlerin ikisinin de vizkozitesi yüksek olduğu için yapı içerisine vizkoziteyi kontrol edici TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat), EDMA (etilen glikol dimetakrilat), MMA (metil metakrilat) gibi monomerler de eklenirler (Blatz ve ark., 2003).

Rezin simanlar içinde bulunabilen bir diğer monomer ise, MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) dir. İçerisindeki fosfat esterini, metal oksitlerle kimyasal bağ kurar. MDP, rezinin polimerizasyonu sırasında çapraz bağ oluşumunu artırmasının yanında boyutsal stabilitesini de artırır. Yapılan bir çalışmada, araştırmacılar piyasada bulunan MDP monomer içeren rezin simanlar arasında, ayrılma stresi ve kuvvetleri açısından (5,1-6,1 MPa aralığında) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir (Palacios ve ark., 2006).

Kern ve arkadaşlarının (1998) yaptıkları çalışmada, üç gün suda bekletilen örneklerden elde edilen başlangıç değerleriyle, 150 gün suda bekletilen örneklerin değerleri karşılaştırıldığında, MDP içeren rezin esaslı yapıştırma simanlarının, kumlanan 3Y-TZP yüzeyine olan bağlantı kuvvetlerindeki düşüşünün istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ve Bis-GMA monomer içeren rezin siman ve/veya poliasit modifiye rezin siman kullanımı, silanizasyon, silika kaplama gibi diğer bağlantı methodlarının, 3Y-TZP'ye uzun ömürlü bağlantı sonucu oluşturmadığı belirtilmiştir.

Oyagüe ve arkadaşlarının (2009) çalışmasında rezin-seramik ara yüzeyindeki bağlantı dayanımı değerinin, seramiğin yüzeyinde yapılan işlemlerden daha çok, yapıştırma simanının seçimine bağlı olduğu; MDP içeren rezin simanların ve kendinden adeziv rezin simanların, zirkonyum esaslı seramik restorasyonların simantasyonu için ideal olduğunu bildirmiş, suda bekletme işleminin rezin siman-zirkonyum seramik ara yüzeyindeki ayrılmada, önemli rol oynadığı belirtilmiştir.

Oyagüe ve arkadaşlarının (2009) yaptıkları diğer bir çalışmada, kendinden adeziv veya Bis-GMA içeren rezin içerikli yapıştırma simanlarını karşılaştırdığında, zirkonyum iç yüzeyine bağlantıda en uygun simanın, MDP içeren siman sistemlerin olduğunu ve simantasyon öncesinde, herhangi bir yüzey işlemine gerek duyulmadığını bildirmişlerdir.

Rezin siman yapılarının içerisine inorganik partiküllerin ilave edilmesinin birçok avantaj vardır. İlave edilen inorganik partiküller, organik monomerlerin hacim oranını düşürerek polimerizasyon büzülmesi miktarını ve ısıl genleşme katsayılarını azaltır, yapının sertlik ve baskı dayanıklılığı gibi mekanik özelliklerini iyileştirir. İnorganik doldurucuların ilavesi, florosens, translusensi ve renk gibi estetik özelliklerin kontrol edilmesine olanak sağlar. Baryum gibi elementlerin yapıya katılması radyoopasite kazandırır (Blatz ve ark., 2003).

Silan bağlayıcı ajanlar; rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini iyileştirdiği gibi, rezin-partikül arayüzeyi boyunca suyun geçişine engel olarak hidrolitik dengeyi de sağlar, rezinin çözünürlüğü ile su emilimini azaltır. Ayrıca, stresin rezin

matriksten dolduruculara taşınmasını sağlayan bu silan tabakası, kompozit rezin materyalin bütünlüğünü koruyan önemli bir bileşendir (Anusavice, 2003 ve Zaimoğlu ve ark., 1993). Silan bağlayıcı ajanlar; substratın yüzey enerjisini arttırarak etkili bir bağlantı için ortam hazırlamaktadır. Böylece, hidrofilik matriks silika, cam ve cam seramik gibi hidrofobik yüzeylere bağlanabilmektedir.

1.1.4.5.1. Polimerizasyon Şekillerine Göre Kompozit Rezin Simanlar

Kompozit rezin simanlar; polimerizasyon şekillerine göre üç grup altında toplanabilirler:

- Kimyasal polimerize olanlar,
- Işık ile polimerize olanlar,
- Hem ışık hem kimyasal (Dual) polimerize olanlar.

1.1.4.5.1.1. Kimyasal Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Karıştırılmaya hazır baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde bulunurlar. Baz ve katalizör; yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir. Baz kısmında benzoil peroksit, katalizörde ise organik amin bulunmaktadır. Kimyasal polimerizasyon işlemi; benzoil peroksitin, reaksiyon hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu başlar.

Bu yapıştırıcı simanların içerisinde bulunan tersiyer aromatik aminlerin, zaman içerisinde kimyasal değişikliğe uğraması sonucunda, amin renklemesi görüldüğünden, renk stabiliteleri iyi değildir. Ayrıca, çalışma süresinin kısıtlı olması ve karıştırmaya bağlı porozite oluşumu gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Tam metal kronların, metal destekli seramik kron ve köprü restorasyonlarının, adeziv köprülerin, post sistemlerinin, seramik ve metal inley onleylerin, ışık geçişinin mümkün olmadığı kor yapısına sahip tam seramik kron köprü restorasyonlarının simantasyonlarında kullanılabilirler (Christensen, 1998 ve El-Mowafy ve ark., 1999).

1.1.4.5.1.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Işıkla sertleşen rezin simanlar; tek pat sisteminde üretilmiş olup, polimerizasyonları LED ışık, lazer, plazma ark veya halojen ışık kaynakları ile sağlanır. Bu sistemlerde, reaksiyon başlatıcı, ışığa duyarlı kamforokinon ve hızlandırıcı alifatik amin bulunur. Ayrıca, simanın asitlenmiş olan porselen yüzeyini ıslatabilmesi ve penetrasyonun sağlanabilmesi amacıyla bu sistemlerde düşük vizkoziteli, doldurucu içermeyen Bis-GMA bulunmaktadır. Işık ile polimerizasyon; ışık yoğunluğu, ışık kaynağının kompozit rezin materyaline olan uzaklığı ve ışık kaynağının türü gibi birden fazla faktöre bağlıdır.

Işıkla sertleşen simanların; farklı kıvam ve renk seçeneği sunması, uzun çalışma süresine sahip olması, renk stabilitesinin iyi olması gibi avantajları bulunmaktadır. Restorasyon kalınlığının fazla olması durumunda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması dezavantajıdır. Işık geçişine izin veren, kalınlığı en fazla 1,5-2 mm olan translusent yapıdaki kompozit ve seramik laminate veneer restorasyonların, tam seramik kron ve köprülerin simantasyonunda kullanılabilirler (Didier ve Spreafico, 1999).

1.1.4.5.1.3. Hem Işık Hem Kimyasal (Dual) Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Bu simanlar; porselen kalınlığının fazla olduğu ve restorasyonun altında tam polimerizasyonun sağlanamaması olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Hem ışık hem kimyasal polimerize olan rezin simanlarda, ışık ile polimerize olan rezin siman sisteminde bulunan ışığa hassas kamforokinon ile kimyasal polimerizasyon sağlayan peroksit amin birlikte bulunur. Bu sayede polimerizasyon mekanizması ışıkla başlar ve ışığın ulaşamadığı alanlarda kimyasal olarak devam eder. Birçok tam porselen restorasyon, hazırlanan dişin sert dokularına adeziv simante edilebilir. Amaç, tam porselen restorasyonunun dişin sert dokuları ile desteklenmesi ve yüksek elastisite modüllerinden dolayı kırılmalarının önlenmesidir (O'Brein, 2007).

Işık ile polimerizasyondan sonra kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve polimerizasyonun tamamlanması için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Bu simanlar, alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak ve restorasyonun rengiyle zıtlık yaratmayacak şekilde translusent yapıdadırlar. Kimyasal polimerize olanlara göre hekime yeterli çalışma zamanı sağlaması, ışık ile polimerize olanlara kıyasla ışığın ulaşmadığı derin bölgelerde de polimerazyona uğraması bu simanların avantajıdır (Anusavice, 2003; Christensen, 1998; Craig ve Powers, 2002 ve Zaimoğlu ve Can, 2004).

Işık geçirgenliğinin az olduğu zirkonyum ve alumina içerikli tam seramik sistemleri ile üretilen restorasyonların tamamının, adeziv köprülerin, zirkonyum ve fiber postların simantasyonunda kullanılabilirler (El-Mowafy ve ark., 1999).

Fiziksel ve mekanik dayanıklılıkları fazladır. Yüksek direnç gösterirler. Tam seramik sistemlerle kullanıldıklarında, seramiğe destek sağlar, kırılma direncini artırırlar. Birden fazla substrata bağlanabilirler. Çözünürlükleri düşüktür. Renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler. Dişin sert dokularına adezyonları son derece iyi olduğundan konservatif preparasyona izin verirler. Diş preparasyonunun optimal direnç ve retansiyonu sağlayamadığı durumlarda başarıyla kullanılabilirler (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Oksijen varlığında, polimerizasyonları inhibe olduğundan restorasyon kenarlarında sertleşmemiş bir tabaka oluşabilir. Sertleşmeden temizlenen siman, marjinal bölgede açıklık kalmasına ve dolayısıyla post operatif hassasiyete neden olabilir. Devamında ise çürük oluşumuna yol açabilir. Simantasyon öncesi yapılan pürüzlendirme ve adeziv işlemi uygulaması daha fazla zaman alır ve uygulama hassasiyeti gerektirir. Siman sertleştikten sonra artıkların uzaklaştırılması zordur. Restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman artıklarının temizlenmesi sonrasında marjinal bölgede hava ile teması kesen ajan sürülerek işlem yapılmalıdır. Simanın film kalınlığı, geleneksel simanlara oranla fazladır ve maliyeti yüksektir (Ogunyinka, 2000).

1.1.4.5.2. Adeziv Sistemlere Göre Kompozit Rezin Simanlar

1.1.4.5.2.1. Geleneksel Kompozit Rezin Simanlar

Diş dokusuna bağlanmak için ara bağlayıcı sistemlere ihtiyaç duyarlar. Bu sistemlerden ilk grubu diş yüzeyine asit uygulanmasıyla smear tabakasının ve yüzeysel hidroksiapatit kristallerinin uzaklaştırılmasını amaçlayan diş yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi ve yıkanmasını içeren (etch&rinse) sistemler oluşturur. Bu amaçla, dişin asitle pürüzlendirilip yıkanmasından sonra ayrı aşamalarda primer ve adeziv ajan uygulanabileceği gibi, tek şişe içinde primer ve adeziv uygulaması da yapılabilir. Diğer bir grup ise smear tabakasını tamamen kaldırmadan geçirgenliğini arttırmayı amaçlayan ve asitle pürüzlendirme ve yıkama aşaması olmayan kendinden pürüzlendiren (etch&dry) sistemlerdir. Bu sistemlerde, diş yüzeyine asidik primer uygulanmasını takiben adeziv ajan uygulanabileceği gibi, aynı şişe içinde asidik primer ve adeziv ajan tek aşamada da uygulanabilir (Manso ve ark., 2011 ve Perdiago, 2007).

1.1.4.5.2.2. Kendinden Adeziv (Self) Kompozit Rezin Simanlar

Kendinden adeziv rezin simanlar ile simantasyon işlemi tek aşamaya indirilmiştir. Bu sistemde polimerizasyon, hem ışık hem de kimyasal gerçekleşmekte ve diş yüzeyine bağlantı için herhangi bir bağlayıcı ajan uygulamasına ihtiyaç duymamaktadır. Siman, diş yüzeyinde hibridizasyon sağlayacak kadar asidik özelliktedir. Siman, akıcı kıvamdayken monomer içindeki asidik gruplar smear tabakasını çözerek, simanın dentin tübüllerine penetrasyonunu sağlar. Bu sistemlerin, neme hassasiyetinin az olduğu, flor salınımı yaptığı ve postoperatif hassasiyet yaratmadığı iddia edilmektedir. Dişe bağlantı ajanlarının uygulanması ne kadar çok aşama içerirse, bağlantı yüzeylerinin o kadar stabil olacağı bildirilmiştir. Ancak uygulamada klinik aşamaların artması teknik hassasiyeti arttırmakta ve çalışılan bölgenin izolasyonu kritik önem kazanmaktadır. Bu açıdan geleneksel rezin simanlara göre klinik tekniğinin daha basit olması avantajlarıdır (De Munck ve ark., 2005 ve Manso ve ark., 2011).

Kendinden adeziv rezin simanlarda, mine yüzeyine bağlantı değeri geleneksel rezin simanlara göre daha düşük iken cam iyonmer simanlara göre daha yüksektir. Bu nedenle, yüksek dayanıklı seramiklerin veya metal seramik restorasyonların simantasyonunda cam iyonmer simana alterantif olabilirler. Kendinden adeziv siman uygulanmadan önce, mine yüzeyine fosforik asit uygulaması, konvansiyonel simanlarla karşılaştırılabilir bağlantı değerleri elde edilmesini sağlar. Ancak simantasyon öncesi asit uygulaması dentine olan bağlantı değerini düşürmektedir (Manso ve ark., 2011 ve Perdiago, 2007).

1.3. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

1.3.1. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

1.3.1.1. Mikrogerilim (Mikrotensile) Test Yöntemi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm² olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı düzenekte, kopma oluşana kadar 1 mm/dak hızla çekilerek Bağlanma dayanım değerinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir (El Zohairy ve ark., 2004).

Mikrogerilim deneyinin yapılabilmesi için öncelikle simantasyonu yapılmış test örneklerinden su soğutması altında ince kesitler alınması gerekmektedir. Bu kesit alınımı iki şekilde olabilir;

1. Örneklerden vertikal yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınır. Sonrasında bağlantı bölgesine, bağlantı yüzeyi 1.6 mm² - 1.8 mm² olacak şekilde, kum saati şekli verilir (Pashley ve ark., 1995 ve Üşümez, 2001).
2. Örneklerden 1x1 mm kesitler alınır. Elde edilen kesit çubukları başka bir işlem yapılmaksızın teste tabi tutulur (Üşümez, 2001).

Yukarıda belirtilen iki yöntemden biri kullanılarak hazırlanan örneklere mikrogerilim testi uygulanır (Pashley ve ark., 1995).

1.3.1.2. Makaslama (Shear) Kuvvetlerine Karşı Kullanılan Test Yöntemleri

Cisimlere dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman cismin içyapısında moleküler düzeyde kuvvet oluşumu olmaktadır. Kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanında oluşan kuvvetine gerilim denir. Bilimsel araştırmalar ve çalışmalarda en çok tercih edilen kuvvet birimi Newton, gerilim birimi ise N/mm^2 (MegaPaskal (MPa))'dır (McNeill, 1997).

Yönlerine göre tüm gerilmeler üç tiptir.

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.
3. Makaslama gerilimi (Shear stress): Bir yapının bir kısmının, diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde etki eden deforme edici kuvvetlere karşı oluşan gerilimdir.

Çekme kuvveti uygulandığında, moleküller birbirlerinden kopmaya karşı direnmektedir. Basma gerilimi uygulandığı zaman sıkışmaya karşı direnç oluşmaktadır. Makaslama geriliminin uygulanması durumunda ise cismin bir kısmının diğer cismin üzerinden kaymasıyla moleküllerin ayrılmaya karşı direnmesi söz konusudur (Philips, 1991).

Yapıştırma sistemlerinde makaslama kuvvetlerine karşı bağlantı dirençleri ölçülürken, sabitlenmiş bir örneğe, bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanmaktadır. Kuvvet uygulanan örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar dikdörtgen veya keskin uçlu şeklinde olabilir. Makaslama kuvveti uygulanacağı zaman keskin uçlu parça tercih edilmelidir. Bunun nedeni dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet

uygularken keski şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı, koparıcı, sıyırıcı kuvvet uygularlar.

Makaslama kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Elastik materyallere yük uygulama hızı, kırılğan materyallere uygulanandan yüksek olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dakikadır (Belli ve ark., 1998; Begazo ve ark., 2004; Della Bona ve ark., 2002 ve Derand ve ark., 2005).

Bağlantı dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile hesaplanır. (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (Dunn ve ark., 2005; Ernst ve ark., 2005; Kussano ve ark., 2003; Madani ve ark., 2000; Toman ve ark., 2008; Üşümez, 2001 ve Üşümez ve ark., 2004).

1.3.1.3. Mikro Makaslama Testi

Yüzey alanı 1 mm²'den daha küçük olan örneklerdeki makaslama bağlanım kuvvetinin ölçülmesi için kullanılır. Bu yöntemle beraber geleneksel makaslama test yönteminde arayüzeyde meydana gelen stres yayılımının dağınıklığı, bağlanma alanının küçülmesi sebebiyle azalır (Braga ve ark., 2010).

1.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM)

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) araştırmalarda tercih edilir (Yöndem, 2006).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), yüksek voltaj hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması ve bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması ile görüntü elde edilmesi prensibiyle çalışmaktadır. Elektron ile örnek arasındaki

etkileşimlerden gelen sinyaller eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı ve örneği oluşturan materyallerin düzeni ile ilgili bilgi vermektedir. Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü 0,05 nm' ye kadar inmiştir ve büyütme miktarı x5 - x300 000 arasında değişmektedir (Flegler ve ark., 1993).

SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X ışınları, örnekte hacim değişimine neden olmamakta, bundan dolayı aynı materyali tekrar tekrar analiz etme olanağı sağlamaktadır. SEM analiz yönetimi yıkıcı olmayan bir metot olarak değerlendirilmektedir.

1.4. Isısal Döngü Testi

Kullanılan yapıştırma simanlarının, zirkonyum oksit alt yapı ve diş dokularının ısısal genişleme katsayıları birbirlerinden farklıdır. İn vivo şartları in vitro deney ortamlarında sağlanabilmesi için ağız içerisindeki ısı değişikliklerinin uygulanabilmesi gerekmektedir. Ağız ortamında oluşan ısı değişikliklerinin 4 ila 60 °C arasında olduğu belirtilmiştir (Barclay ve ark., 2002 ve Wendt ve ark., 1992).

Dental malzeme ve materyallerinin ısısal yaşlandırma çalışmalarında standart bir ısı aralığı yoktur (Crim ve ark., 1985 ve Wendt ve ark., 1992). İn vitro ısısal döngü testleri dental materyallerin in vivo kullanımlarını taklit etmek için yapılırlar.

Sınırların çok üstünde bir aralık belirlenmişse materyale aşırı stres yükleneceğinden elde edilen sonuçlar gerçeğe uygun olmayabilir. Sınırların çok altında bir ısı aralığı belirlenmişse bu sefer de materyal asıl şartlarında incelenemez ve sonuçlar gerçeği yansıtmayabilir (Blatz ve ark., 2004; Carracho ve ark., 1991; Lüthy ve ark., 2006 ve Wegner ve ark., 2002).

Çalışmalarda ısısal döngü testi ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesine ve üst limit için de buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler

kullanılmaktadırlar. Sıcaklık aralıkları 5-60, 10-50, 4-58, 5-55, 4-60 gibi sıralanabilir (Blatz ve ark., 2004; Lüthy ve ark., 2006 ve Wegner ve ark., 2002).



2. GEREÇ VE YÖNTEM

İn vitro olarak hazırladığımız çalışmamızda zirkonyum örnekler Dentaform Diş Laboratuvarında (İstanbul, Türkiye) hazırlanmıştır. Simantasyon işlemlerinin tümü Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Isısal işlemler ve makaslama testleri yine Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarlarında yapılmıştır. Tarama elektron mikroskobu ile görüntülerin alınması ise Namık Kemal Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Laboratuvarlarında (Tekirdağ, Türkiye) yürütülmüştür. Çalışma bulgularımızın istatistiksel değerlendirmeleri Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde (Bolu, Türkiye) gerçekleştirilmiştir.

Y-TZP materyalinden hazırlanan, dört farklı simanla simante edilen, yarısına ısısal döngü testi uygulanan örneklerin bağlanma dayanımlarının incelendiği çalışmamız sırasıyla;

- Doğal dişlerin toplanması
- Diş hazırlığının yapılması
- Alt yapı örneklerinin hazırlanması
- Alt yapı örneklerinin simantasyonu
- Isısal döngü testi uygulanması
- Bağlanma dayanımının ölçülmesi
- SEM incelemelerinin yapılması
- Elde edilen sonuçların istatistiksel analizinin yapılması aşamalarını içermektedir.

2.1. Doğal Dişlerin Toplanması

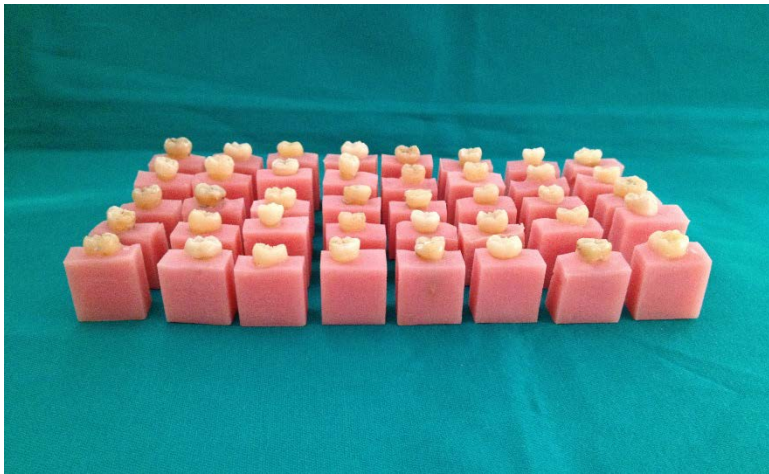
In-vitro olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmada; 80 adet azı dişi kullanılmış. Genellikle periodontal nedenlerle çekilen ve yüzeyinde herhangi bir çürük lezyonu, defekt, kavite veya restorasyon bulunmayan dişler seçilmiştir. Bu dişler %0.1' lik timol

içerisinde saklanmış. Dişler üzerindeki doku artıkları temizlenmiş ve pomza (İşler Dental Akrilik Sanayi Tic. Ltd. Şti, Ankara, Türkiye) ile parlatılmış. Sonra distile su içerisinde muhafaza edilmiştir.

2.2.Diş Hazırlığının Yapılması

Dişler 20 mm uzunluk, 15 mm genişlik ve 20 mm derinliğe sahip silikon kalıplar (Speedex, Coltene Whaladent AG, Altstatten, Switzerland) yardımıyla sabitlenmiş. Kalıplara otopolimerizan akrilik rezin (Temdent Classic, Weil-Dental GmbH, Rosbach, Germany) dökülmüş. Dişler bukkal yüzleri geniş kısmına bakacak şekilde ve servikalde mine-sement sınırı hizasında akrilik rezin içersine 90 derece açı ile gömülmüş. Akrilik rezinin polimerizasyonunun ardından silikon kalıplar içerisinden bloklar çıkartılmış ve blok üzerindeki fazlalıklar düzeltilmiştir.

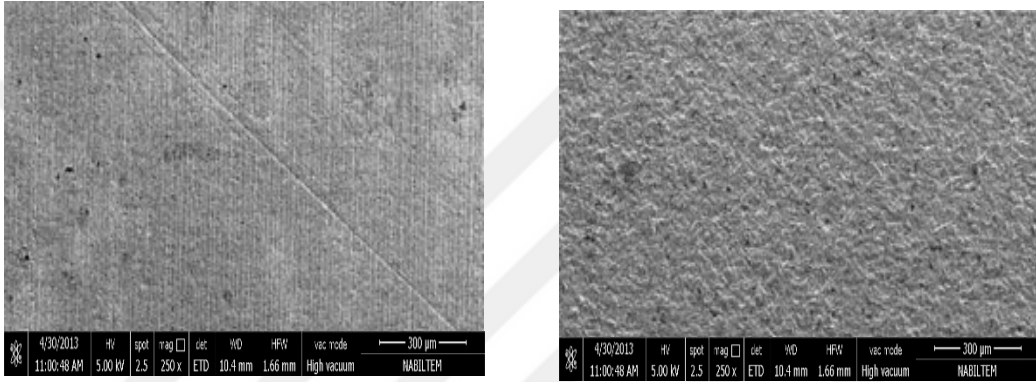
Daha sonra dişlerin bukkal yüzeylerinde, mine-sement sınırının üzerinden 125µm'lik fissür frez (Diatech, Coltene/Whaledent AG Altstätten,Switzerland) yardımı ile ve su soğutmalı olarak seramik örneklerin yapışması için 1,5 mm derinliğinde düz bir yüzey hazırlanmış. Bu yüzeylerin düzgünlük ve doğrultu standardizasyonu için, aeratör başlığı (KaVo SUPERtorque 660 C, Biberach/Riss, Germany) freze makinasına (Paraskop, Bego Bremer Goldschlagerei Wihl., Herbst GmbH&Co., Germany) tespit edilmiştir.



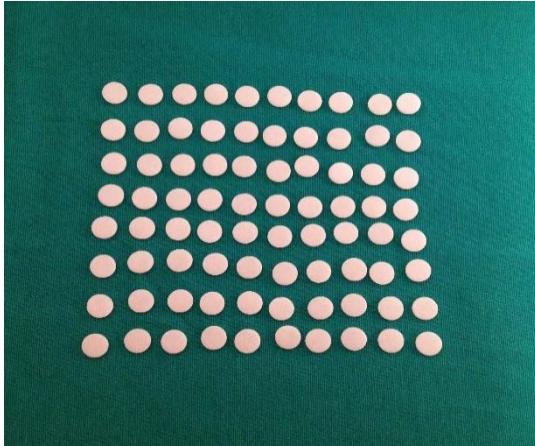
Şekil 2.1. Dişlerin akrilik rezinin içerisine gömülmüş şekli

2.2. Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Çalışma için Zirkozahn (Steger, Ahrntal, İtalya) firması tarafından üretilmiş olan, zirkonyum oksit bloklardan (ICE Zirkonia) 8 mm çapında 1 mm yüksekliğinde disk şeklinde 80 adet örnek hazırlanmıştır. Zirkonyum örnekler; ince kalem uçlu kumlama cihazıyla Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda partikül büyüklüğü 110 μ olan Al_2O_3 kum ile 2.8 atmosfer basınç altında yaklaşık 1 cm mesafeden 60 saniye süreyle kumlanmıştır. Kumlama işlemi aynı kişi tarafından farklı yönlerde tüm yüzeyleri pürüzlendirecek şekilde yapılmıştır.



Şekil 2.2. Örneklerin kumlama öncesi ve sonrası yüzey görüntüleri



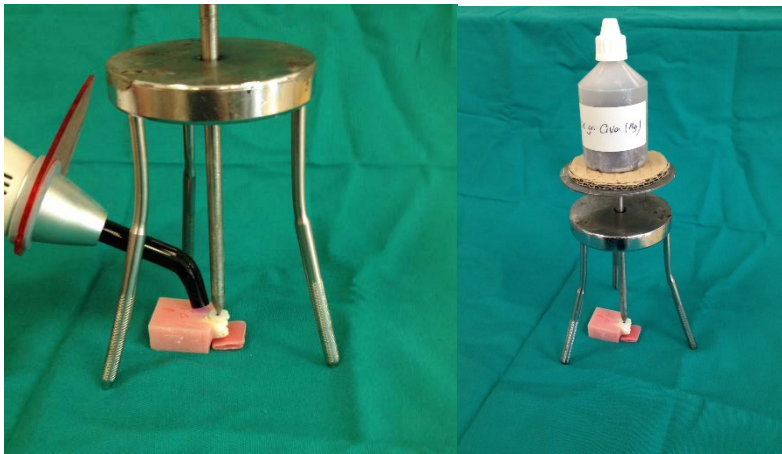
Şekil 2.3. Kumlama işlemi yapıldıktan sonra zirkonyum alt yapı örnekleri



Şekil 2.4. Kumlama işleminde kullanılan cihaz

2.3. Alt Yapı Örneklerinin Simantasyonu

Çalışmada bağlanma dayanımını kıyaslamak için 4 farklı yapıştırma simanı kullanılmıştır. Örnekler uygulanacak siman materyaline göre, her grupta 20 tane örnek olacak şekilde rastgele 4 eşit gruba ayrılmıştır. Seçilen simanların üç tanesi kendinden adeziv rezin siman, diğeri ise rezin modifiye cam iyonomer simandır. Kendinden adeziv siman sistemleri olarak Rely X Unicem (3M Espe; St Paul, MN, ABD), Clearfil SA Cement (Kuraray Dental, Kuraray America, Inc, 600 Lexington Avenue, New York, ABD), G-Cem Automix (GC Corp., Tokyo, Japonya) kullanıldı. Resin modifiye cam iyonomer siman olarak Ketac Cem Plus (3M Espe; St Paul, MN, ABD) kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Simantasyon işlemi

Çizelge 2.1. Çalışmada kullandığımız yapıştırma simanları ve içerikleri

Ürün	Üretici Firma	Uygulama Sistemi	Sertleşme Zamanı	İçerik
RelyX Unicem	3M Espe; St Paul, MN, ABD	Kapsül	2 dakika çalışma süresi/ 5 dakika ağız içi sertleşme süresi	Toz: Cam doldurucular, silika, kalsiyum hidroksit, kimyasal polimerizasyon başlatıcılar, pigmentler, ışıkla polimerizasyon başlatıcılar. Likid: Metakrilat fosforik esterleri, dimetakrilatlar, asetat, stabilize ediciler, kimyasal polimerizasyon başlatıcılar, ışıkla polimerizasyon başlatıcılar
Clearfil SA	Kuraray Dental; New York, NY, ABD	Dual şırınga sistemi ve otomatik karıştırıcı uç	1 dakika çalışma süresi/ 5 dakika ağız içi sertleşme süresi	A tüpü: Bis-GMA, TEGDMA, 10metakriloksildesil hidrojen fosfat(MDP), hidrofobik aromatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucular, silanlanmış koloidal silika, kamforokinon, benzoperoksit, başlatıcılar. B tüpü: Bis GMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucular, silanlanmış koloidal silika, sodyum florid, pigmentler, hızlandırıcılar
G-Cem Automix	GC Corp; Tokyo, Japonya	Dual şırınga sistemi ve otomatik karıştırıcı uç	2 dakika çalışma süresi/ 4 dakika ağız içi sertleşme süresi	A tüpü: Floroaminosilikat camı, başlatıcılar, pigment. B tüpü: 4-META, fosforik asit ester monomeri, su, UDMA, dimetakrilat, silika tozu, başlatıcılar, stabilize ediciler
Ketac Cem Plus	3M Espe; St Paul, MN, ABD	Dual şırınga sistemi	2 dakika çalışma süresi/ 5 dakika ağız içi sertleşme süresi	A tüpü: radyopak fluoroaluminosilikat cam doldurucu , opaklaştırıcı ajan, HEMA, su , kimyasal polimerizasyon başlatıcılar, pigmentler B tüpü: birleşik zirkonyum silika doldurucular, metakrilat polikarboksilik asit, HEMA, BisGMA, su ve potasyum persülfat, hızlandırıcılar

2.4.1. Kendinden Adeziv Simanlarla Simantasyon

2.4.1.1. Rely X Unicem Siman ile Simantasyon



Şekil 2.6. Bu çalışmada kullanılan Rely X Unicem

Bu grup için ayrılan 20 seramik örnek ultrasonik temizleyicide yıkanmış ve yüzeyleri hava ile kurutularak simantasyon işlemine geçilmiştir.

Bunun için:

1. Siman içeren kapsül aktivatöre yerleştirilmiş ve aşağıya doğru bastırılarak 2-4 saniye beklenmiştir.
2. Aktive olan kapsül 'RotoMix' cihazı ile 10 saniye karıştırılmıştır.
3. Karıştırma cihazından alınan kapsül uygulayıcı tabancaya konulmuş ve seramik örneğin yüzeyine uygulanmıştır.

4. Örnek dikkatli bir şekilde diş yüzeyine yerleştirilmiş. Akril blokla beraber üç ayaklı düzeneğe konulmuş ve LED ışık cihazıyla (BlueLex GT-1200, Monitex, Taipei, Taiwan) 5 saniye ışık uygulanıp taşan simanlar sond yardımı ile temizlenmiştir.
5. Restorasyon 20 saniye ışık uygulayarak polimerize edilmiştir.
6. Polimerzasyon işleminin tamamlanması için 24 saat beklenmiştir.
7. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 25µ'luk elmas frezle uzaklaştırılmış ve parlatma diskleri ile parlatılmıştır.
8. Hazırlanan örnekler rastgele iki gruba ayrılmış ve 10 adet örnek ısıl döngü testi ile yaşlandırma işlemi için rastgele seçilmiştir.

2.4.1.2. Clearfil SA Siman ile Simastasyon



Şekil 2.7. Bu çalışmada kullanılan Clearfil SA siman

Bu grup için ayrılan 20 seramik örnek ultrasonik temizleyicide yıkanmış ve yüzeyleri hava ile kurutularak simantasyon işlemine geçilmiştir.

Bunun için:

1. Seramik örnek yüzeyine 'Paste A&B' (Kuraray, Tokyo, Japan) şırıngası vasıtasıyla uygulanmış, sonrasında seramikler örnek dış yüzeyine yerleştirilmiş. Akril blokla beraber üç ayaklı düzeneğe konulmuş ve 5 saniye ışık uygulanıp taşan simanlar sond yardımı ile temizlenmiştir.
2. Restorasyon 20 saniye LED ışık cihazıyla (BlueLex GT-1200, Monitex, Taipei, Taiwan) ışık uygulanarak polimerize edilmiştir.
3. Polimerzasyon işleminin tamamlanması için 24 saat beklenmiştir.
4. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 25 μ 'luk elmas frezle uzaklaştırılmış ve parlatma diskleri ile parlatılmıştır.
5. Hazırlanan örnekler rastgele iki gruba ayrılmış ve 10 adet örnek ısısız döngü testi ile yaşlandırma işlemi için rastgele seçilmiştir.

2.1.4.3. G-Cem Automix Siman ile Simantasyon

Bu grup için ayrılan 20 seramik örnek ultrasonik temizleyicide yıkanmış ve yüzeyleri hava ile kurutularak simantasyon işlemine geçilmiştir.

Bunun için:

1. 'Paste A&B'(GC Corp., Tokyo, Japonya) şırıngası vasıtasıyla, seramik örneklerin yüzeyine uygulanmış ve örnekler dış yüzeyine yerleştirilmiş. Akril blokla beraber üç ayaklı düzeneğe konulmuş ve 5 saniye, ışık uygulanıp taşan simanlar sond yardımı ile temizlenmiştir.
2. Restorasyon 20 saniye LED ışık cihazıyla (BlueLex GT-1200, Monitex, Taipei, Taiwan) ışık, uygulanarak polimerize edilmiştir.
3. Polimerzasyon işleminin tamamlanması için 24 saat beklenmiştir.

3. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan, sonra artık simanlar 25µ'luk elmas frezle uzaklaştırılmış ve parlatma, diskleri ile parlatılmıştır.

4. Hazırlanan örnekler rastgele iki gruba, ayrılmış ve 10 adet örnek ısısız döngü testi ile yaşlandırma işlemi için rastgele seçilmiştir.



Şekil 2.8. Bu çalışmada kullanılan G-Cem Automix simanı

2.4.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman (RMCIS) ile Simantasyon

2.4.2.1. Ketac Cem Plus Siman ile Simantasyon

Bu grup için ayrılan 20 seramik örnek ultrasonik temizleyicide yıkanmış ve yüzeyleri hava ile kurularak simantasyon işlemine geçilmiştir.

Bunun için:

1. 'Paste A&B' (3M ESPE, Seefeld, Germany) eşit oranda karışıma kağıdına sıkılmış ve karıştırılmış, karıştırılan yapıştırma simanı seramik örneklerin yüzeyine uygulanmıştır.

2. Örnek dikkatli bir şekilde diş yüzeyine yerleştirilmiş. Akрил blokla beraber üç ayaklı düzeneğe konulmuş ve 5 saniye LED ışık cihazıyla (BlueLex GT-1200, Monitex, Taipei, Taiwan) ışık uygulanıp taşan simanlar sond yardımı ile temizlenmiştir.
3. Restorasyon 20 saniye ışık uygulayarak polimerize edilmiştir.
4. Simanın sertleşmesi için. 5 dk beklenmiş, taşan siman artıkları sond yardımıyla temizlenmiştir.
5. Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan. sonra artık simanlar 25µ'luk elmas frezle uzaklaştırılmış ve parlatma diskleri ile parlatılmıştır.
6. Hazırlanan örnekler rastgele iki gruba. ayrılmış ve 10 adet örnek ısısız döngü testi ile yaşlandırma işlemi için rastgele seçilmiştir.



şekil 2.9. Bu çalışmada kullanılan Ketac Cem Plus simanı



Şekil 2.10. Simantasyonu yapılmış örnekler

2.5. Isısal Döngü Testi Uygulanması

Simantasyon işleminden sonra örnekler; 37°C'daki distile suda 24 saat süreyle bekletilmiş. Daha sonra hazırlanan 20'şerli örneklerden gelişigüzel seçilen her bir simandan 10 örnek, toplam 40 örnek ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmek amacıyla; su geçiren fileler içine gruplar halinde konularak; aynı banyolarda ısısal döngü testi işlemine alınmış. Bütün örnekler 5 ve 55 ±2° C dereceli su banyolarında, her banyoda 30 saniye kalacak ve 10 saniye banyo solusyonun dışında bekleyecek şekilde 10000 kez ısısal döngü testi uygulanmıştır.

2.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Her bir siman grubu için örneklerin bağlanma dayanımları Universal test cihazıyla (LRX, Lloyd Instruments LTD., Fareham Hants, İngiltere) ölçülmüştür.

Deneysel ISO/TS 11405:2003 standardına uygun gerçekleştirilmiş. Örnekler, akril bloklar aracılığıyla cihazın alt çenesine sabitlenmiş. Test cihazının üst çenesine sabitlenmiş bıçak sırtı (knife-edge) şeklindeki uç, seramik deney örneklerine denk gelecek şekilde yerleştirilmiş. Cihazın kuvvet uygulama hızı dakikada 0.5 mm'ye ayarlanmış. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir.

Test sonrasında kopma yüzeyleri mikroskopik olarak adeziv, koheziv başarısızlık yönünden değerlendirilmiştir. Kırılma tipleri, Hikita ve arkadaşlarının (2007) sınıflamasına göre;

Tip I: Diş yüzeyinde koheziv kopma

Tip II: Siman - diş arayüzeyinde adeziv kopma

Tip III: Diş yüzeyinde adeziv - koheziv kopma

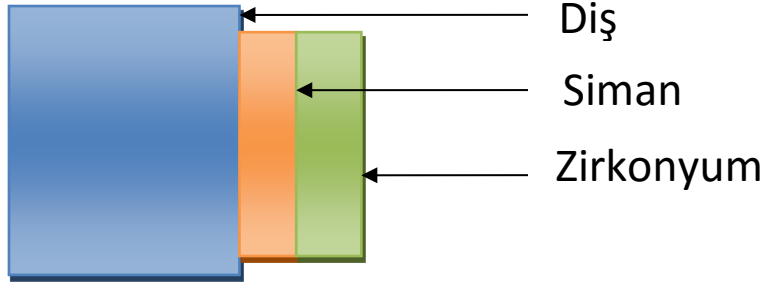
Tip IV: Simanda koheziv kopma

Tip V: Zirkonyum kor yapıda adeziv-koheziv kopma

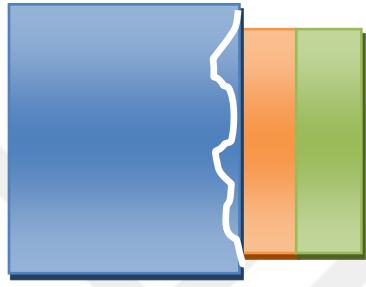
Tip VI: Zirkonyum kor yapı-siman arayüzeyinde adeziv kopmadır.



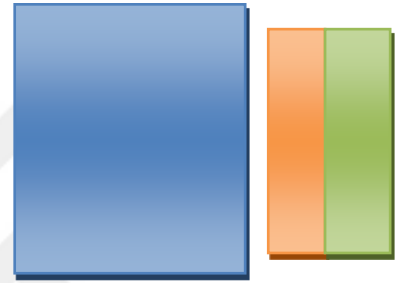
Şekil 2.11. Makaslama Testinde Kullanılan Cihaz



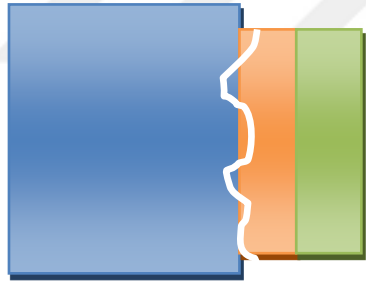
Simantasyonu Yapılmış Örnek Şeması



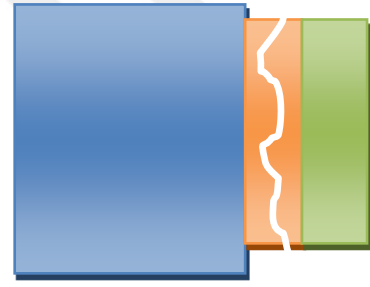
Tip I: Dişte koheziv kırık



Tip II: Siman-diş arayüzeyinde adeziv kırık



Tip III: Diş yüzeyinde adeziv-koheziv kırık



Tip IV: Simanda koheziv kırık



Tip V: Zirkonyumda adeziv-koheziv kırık



Tip VI: Zirkonyum-siman adeziv kırık

Şekil 2.12. Kırılma tiplerinin şematik görünümleri

2.7. SEM İncelemelerinin Yapılması

Örneklerin kopma yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi işlemi için Namık Kemal Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı kullanılmış. Örneklerde herhangi bir yüzey hazırlık işlemine gerek duyulmadan farklı büyütme oranlarında yüzey görüntüleri alınmıştır.

Kırılma yüzeyleri, taramalı elektron mikroskobu ve X250, X1000 ve X 3000 büyütme ile kırılmanın yapısı açısından incelenmiş. Isısal döngü testi uygulanmış ve uygulanmamış her gruptan bir adet olmak üzere toplam 8 adet örnek ve 2 adet zirkonyum kor yapı SEM incelemesi için ayrılmıştır.

2.8. İstatistiksel Analiz Yapılması

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS 13.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanılmış. Gruplardan elde edilen verilerin homojenitesi Levene istatistik testi ile belirlenmiş ($p \geq 0,05$). Bağlanma dayanımı değerleri, gruplar arasındaki farkların belirlenmesi amacıyla iki yönlü ANOVA Tukey ve Bağımsız t testi ile incelenmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Makaslama Test Bulguları

Levene testi sonucu verilerin homojen dağılım gösterdiği gözlenmiştir. Çalışmadaki örneklerden elde edilen bağlanma dayanım değerleri Çizelge 3.1.'de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Rezin esaslı yapıştırma simanlarının ısısal yaşlandırma öncesi ve sonrası bağlanma değerleri

	Siman Adı	Örnek sayısı (N)	Isısal yaşlandırma uygulanmamış kırılma değerleri (Newton)	Standart Sapma		Isısal yaşlandırma uygulanmış kırılma değerleri (Newton)	Standart Sapma	
A	Clearfil SA	20	411,00	±62,43	c	256,60	±41,65	b
B	G-Cem Automix	20	356,20	±93,67	bc	199,60	±40,41	ab
C	Ketac Cem Plus	20	273,20	±74,08	ab	193,00	±53,95	ab
D	Rely X Unicem	20	322,88	±50,36	bc	200,90	±53,70	ab

İstatistiksel sonuçlara göre tüm gruplarda termal yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımına etkisi anlamlıdır. ($p<0.05$).

Bağlanma değerlerinin istatistiksel farklılık oluşturan karşılaştırma sonuçları, küçük harflerle tabloda belirtilmiştir.

A, B ve D grubun da görülen ısısal yaşlandırma öncesi bağlanım değerleri yaşlandırma işlemi sonrasında görülen değerlerden hem istatistiksel hem de klinik olarak yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Yaşlandırma işlemi sonrası oluşan bağlanma dayanım değerinde yüzdesel olarak azalma miktarı en az Ketac Cem Plus siman

grubunda gözlenirken, yüzdesel olarak en yüksek azalma G-Cem Automix siman grubunda görülmüştür. Bağlanma dayanım değeri yaşlandırma öncesi ve sonrasında en yüksek olarak Clearfil SA siman grubunda gösterilmiştir. En düşük olarak bağlanma dayanımı ise yaşlanma öncesi Ketac Cem Plus siman grubundadır ve bu değer diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlıdır. Yaşlanma sonrası en düşük bağlanma dayanımı yine Ketac Cem Plus siman grubunda gözlenmiştir fakat bu değer istatistiksel olarak sadece Clearfil SA siman grubundan farklılık göstermiştir. Ketac Cem Plus siman grubunda yaşlandırma öncesinde ve yaşlandırma sonrası bağlanma dayanım değeri istatistiksel olarak farklılık göstermemiştir. Clearfil SA, G-Cem Automix ve Rely X Unicem siman gruplarında ısıl döngü testi bağlanım değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür.

3.2.Kopma Şekilleri ve Tipleri

Dayanım değerleri saptandıktan sonra tüm örneklerdeki kırılma şekilleri incelendi. Kesme kuvvetlerine karşı dayanım değerleri belirlendikten sonra, kopma şekillerinin değerlendirilmesi için örnekler stereomikroskop altında incelendi. Her gruptan 2 ve zirkonyum disklerden 2, toplamda 10 örnek SEM incelemesinde değerlendirildi.

Çizelge 3. 2. Isısal döngü testi uygulanmayan örneklerin kırılma tiplerinin sonuçları

	Tip I	Tip II	Tip III	Tip IV	Tip V	Tip VI
Clearfil SA	2	1	4	2	1	0
G-Cem Automix	1	2	2	2	1	2
Ketac Cem Plus	0	3	1	4	0	2
Rely X Unicem	1	2	2	3	1	2

Tip I: Dış yüzeyinde koheziv kopma **Tip II:** Siman - dış arayüzeyinde adeziv kopma **Tip III:** Dış yüzeyinde adeziv - koheziv kopma **Tip IV:** Simanda koheziv kopma **Tip V:** Zirkonyum kor yapıda adeziv-koheziv kopma **Tip VI:** Zirkonyum kor yapı-siman arayüzeyinde adeziv kopma

Clearfil SA siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra kırık şekillerinden en çok **Tip III** görülmüştür. **Tip VI** kırık şekli Clearfil SA simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

G-Cem Automix siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra kırık şekillerinden

Tip II, Tip III, Tip IV ve Tip VI diğer iki kırık şekillerine göre daha çok görülmüştür. G-Cem Automix simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde her kırık tipinden gözlenmiştir.

Ketac cem plus rezin modifiye cam iyonmer siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra kırık şekillerinden en çok **Tip IV** görülmüştür. **Tip I** ve **Tip V** kırık şekli Ketac Cem Plus simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

Rely X Unicem siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra kırık şekillerinden en çok **Tip IV** görülmüştür. **Tip I** ve **Tip V** kırık şekli Rely X Unicem simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde diğerlerinden daha az sayıda gözlenmiştir.

Çizelge 3.3. Isısal döngü testi uygulanan örneklerin kırılma tiplerinin sonuçları

	Tip I	Tip II	Tip III	Tip IV	Tip V	Tip VI
Clearfil SA	1	2	3	3	1	0
G-Cem Automix	1	2	0	4	0	3
Ketac Cem Plus	0	2	1	3	0	4
Rely X Unicem	1	3	1	2	0	3

Tip I: Dış yüzeyinde koheziv kopma **Tip II:** Siman - dış arayüzeyinde adeziv kopma **Tip III:** Dış yüzeyinde adeziv - koheziv kopma **Tip IV:** Simanda koheziv kopma **Tip V:** Zirkonyum kor yapıda adeziv-koheziv kopma **Tip VI:** Zirkonyum kor yapı-siman arayüzeyinde adeziv kompa

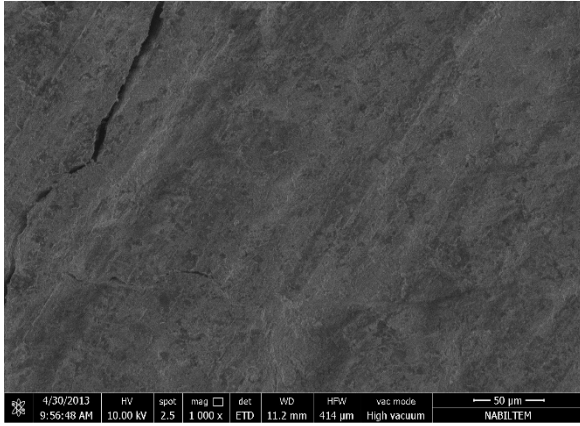
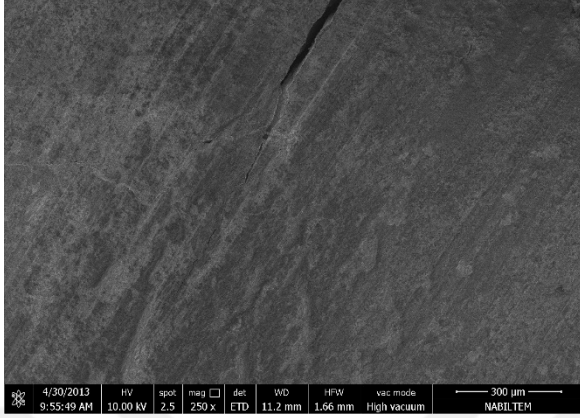
Clearfil SA siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra ısısal yaşlandırma yapılan örneklerdeki kırık şekilleri incelendiğinde **Tip III ve Tip IV** kırık tipi diğerlerine göre daha fazla gözlenmiştir. **Tip VI** kırık şekli Clearfil SA simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

G-Cem Automix siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra ısısal yaşlandırma yapılan örneklerdeki kırık şekilleri incelendiğinde en çok **Tip IV** kırık şekli görülmüştür. **Tip III ve Tip V** kırık şekli G-Cem simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

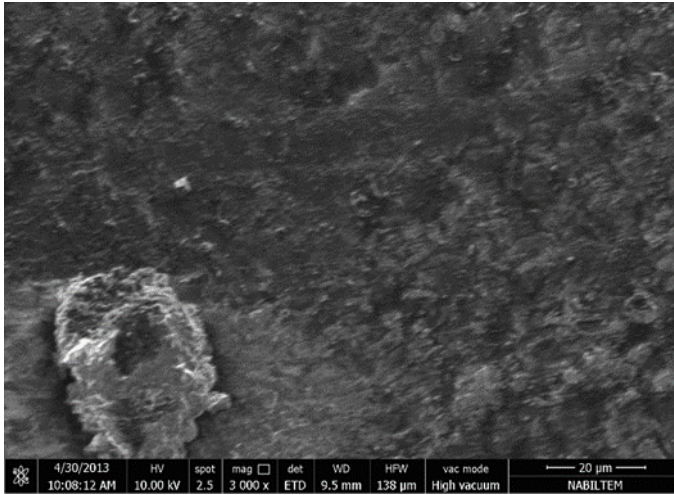
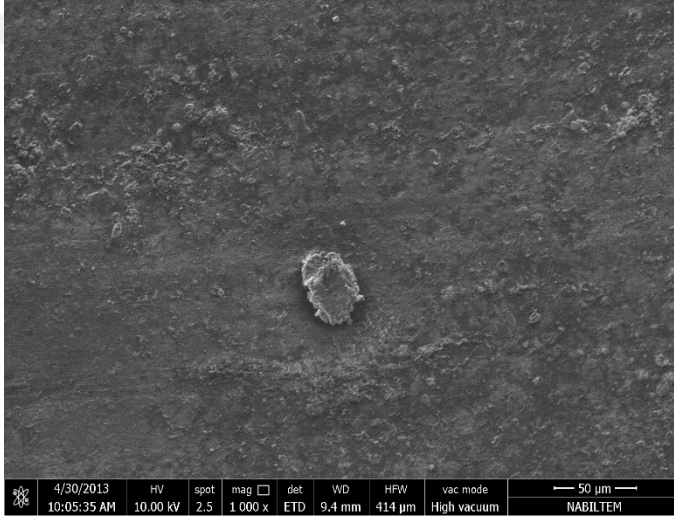
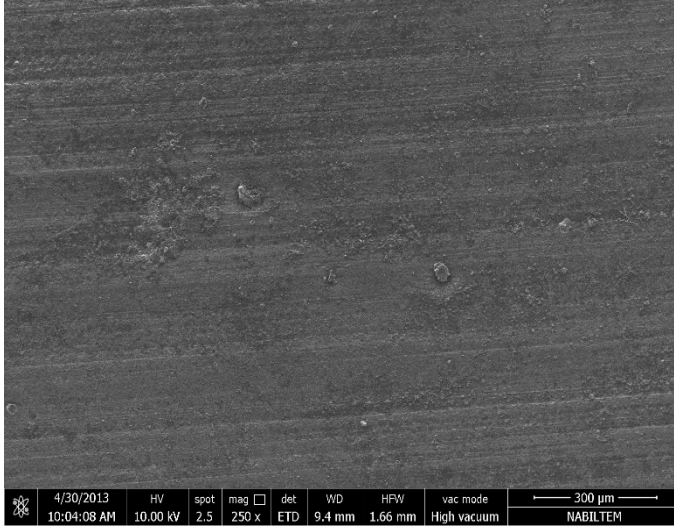
Ketac Cem Plus, rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra ısısal yaşlandırma yapılan örneklerdeki kırık şekilleri incelendiğinde en çok **Tip VI** görülmüştür. **Tip I ve Tip V** kırık şekli Ketac Cem Plus simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

Rely X Unicem siman ile yapılan simantasyon işleminden sonra ısısal yaşlandırma yapılan örneklerdeki kırık şekilleri incelendiğinde en çok **Tip II ve Tip VI** görülmüştür. **Tip V** kırık şekli Rely X Unicem simanla simantasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmemiştir.

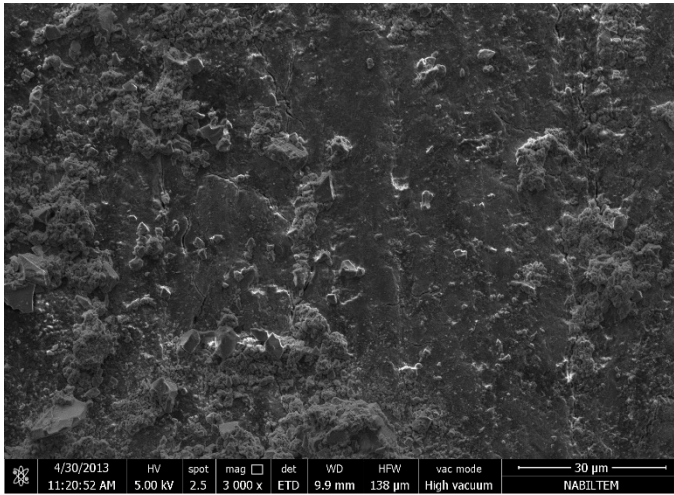
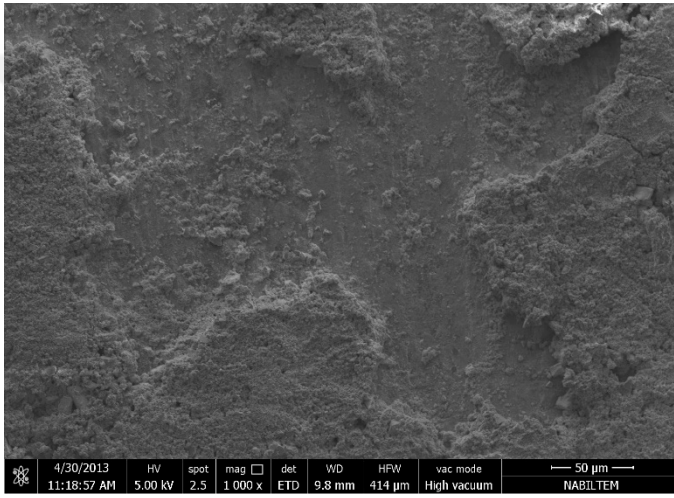
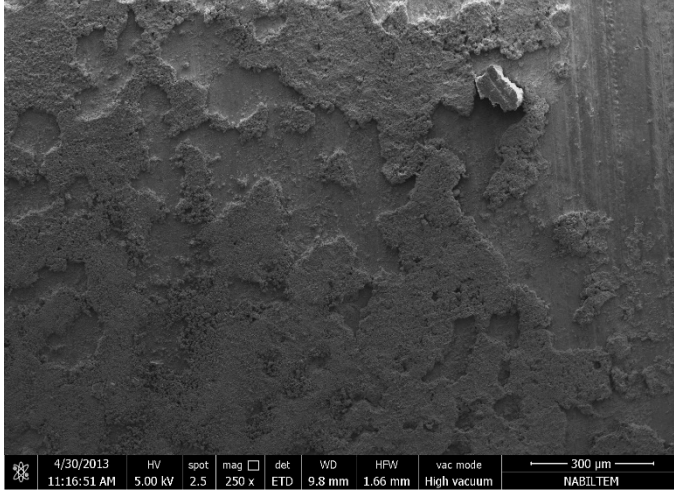
3.3. SEM Bulguları



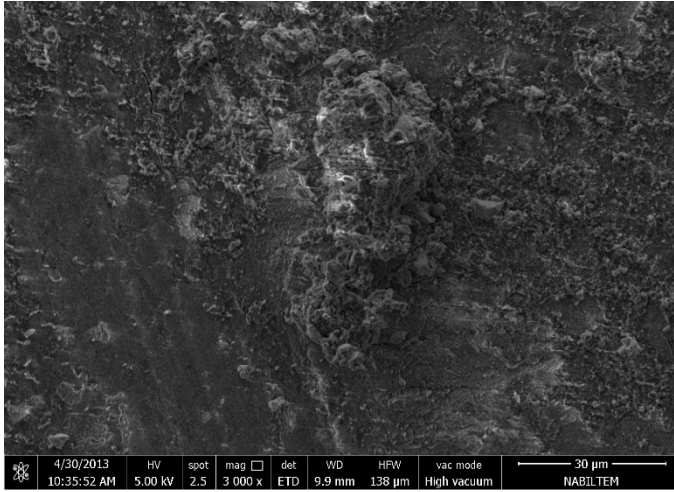
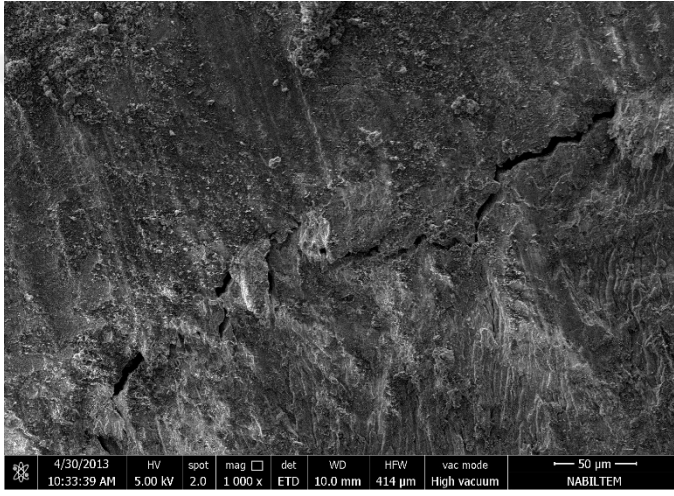
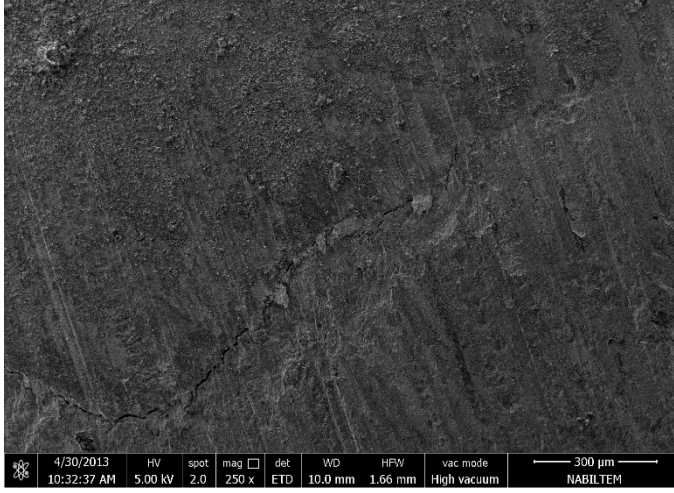
Şekil 3.1. Clearfil SA siman X250 ve X1000 büyütmede
Dentinde kırık görüntüsü



Şekil 3.2. Clearfil SA X250, X1000 ve X3000 büyütmede Simanda koheziv kırık görüntüsü

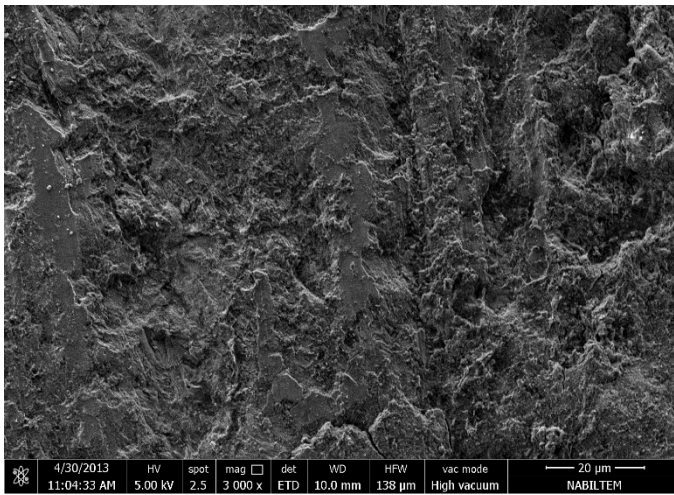
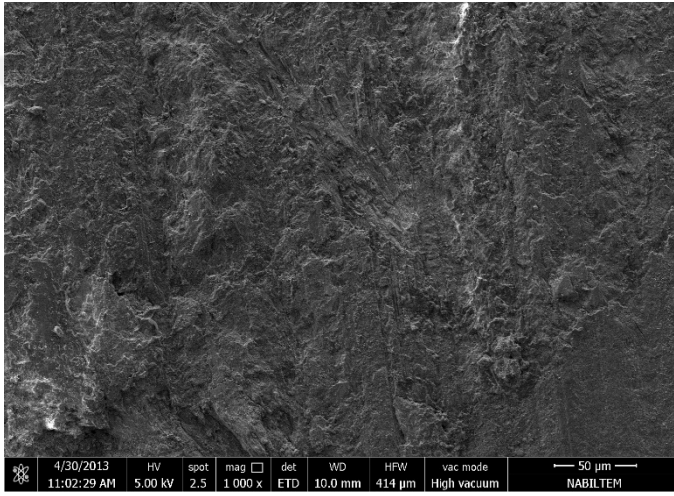
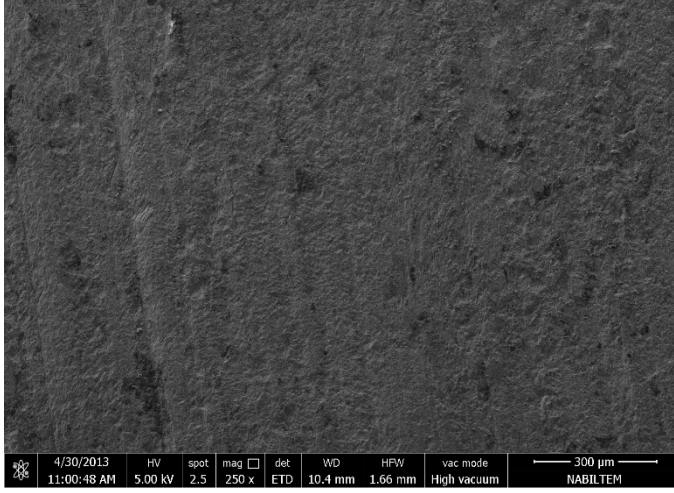


Şekil 3.3. Ketac Cem Plus X250, X1000 ve X3000 büyütmede Simanda koheziv kırık görüntüsü



Şekil 3.4. Rely X Unicem X250, X1000 ve X3000 büyütmeye

Diş yüzeyinde adeziv-koheziv kırık görüntüsü



Şekil 3.5. G-Cem Automix X250, X1000 ve X3000 büyütmede Siman-diş arayüzünde adeziv kırık görüntüsü

4. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetiğe olan ilgi geçmişe oranla daha fazladır. Metal alaşımların biyouyumluluklarının sorgulanır hale gelmesiyle birlikte metal alt yapı yerine kullanılabilir yüksek dirençli kor yapıların geliştirilmesi zorunlu hale gelmiştir. Yüksek estetik beklenti yeni materyallerin kullanıma girmesine ve materyallerin geliştirilmesine önayak olmuştur. Tam seramik sistemler; estetik üstünlükleri, yüksek bağlantı dayanıklılığı ve metal içermemeleri nedeniyle son yıllarda daha sık kullanılmaya başlanmıştır (Andreatta Filho ve ark., 2003; Christel ve ark., 1989 ve Raigrodski, 2004).

Kullanılan sistemlerde dental seramiklerin; aşınmaya, kimyasal etkilere ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları, mine ve dentin dokusuna yakın ısıl genleşme katsayıları ve kenar uyumlulukları oldukça geliştirilmiştir. Metal-seramik restorasyonlara göre daha biyouyumlu, üstün renk çeşitliliği ve ışığı yansıtma özellikleri sayesinde daha estetik olan tam seramik restorasyonların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (Saygılı ve Sahmalı, 2003 ve Şenyılmaz ve ark., 2004).

Metal desteksiz kron köprü restorasyonlarının üretimi için kullanılabilen en yeni altyapı materyali ise yitrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum (Y-TZP) dur (Øilo ve ark., 2008). CAD/CAM teknolojisi kullanılarak istenilen boyutlarda işlenen ve endüstriyel bloklar halinde üretilen zirkonyum, 900-1200 MPa arasında değişen bükülme direnci, uğradığı dönüşüm sertleşmesi, beyaz rengi, yüksek kristal içermesinden kaynaklı dayanıklılığı, kimyasal ve yapısal kararlılığı ile alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Aboushelib ve ark., 2006; Tsalouchou ve ark., 2008). Çok üyeli tam seramik kron köprü restorasyonlarında kullanılan zirkonyum oksit alt yapılar, diğer tam seramiklere göre daha üstün fiziksel özellikleriyle protetik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır (Özkurt ve ark., 2010). Zirkonyum oksit alt yapılar, diğer tam seramik sistemlere göre üstün fiziksel özelliklerinden dolayı çalışmada kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde çok farklı örnek büyüklüklerine rastlanmakla birlikte genellikle 3 mm çapında örnekler kullanılmıştır (Altay ve Akça, 2002 ve Kitasako ve ark., 2001). Bu çalışmada, 8 mm çapına sahip örnekler kullanılmıştır. Daha küçük örnekler kullanıldığında daha yüksek bağlantı değerleri bulunabilmektedir (Altay ve Akça, 2002). Fakat dentinin defekt bölgeleri ve klinikteki kron yapısı ve siman tabakasının her bölgede farklı kalınlığa sahip olabileceği göz ardı edilmektedir. Bu nedenlerden dolayı örnek çapı klinik uygulamalara daha yakın sonuçlar vermesi açısından bu çalışmada diğer çalışmalardan daha büyük seçilmiştir.

Tam seramik restorasyonların başarısızlığındaki iki önemli neden; kırılma ve bağlantının yetersiz olmasıdır. Tam seramik restorasyonlarda klinik başarının artması için mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanım sıklığı fazladır (Blixt ve ark., 2000; Guazzato ve ark., 2002 ve Raigrodski, 2004). Tam seramik restorasyonların, rezin simanlarla simantasyonuyla beraber kırılma dayanıklılıkları artmaktadır. Bunun nedeni, rezin simanın restorasyon yüzeyinde bulunan çatlak ve düzensizlikleri doldurarak, çatlakların ilerlemesini engellemesidir (Ozturk ve Aykent, 2003).

Seramik - rezin siman ara yüzeyi ile rezin siman - dentin ara yüzeyi birlikte hareket ederler ve kompozit yapı gibi davranırlar. Seramik yapıya gelen kuvvetler rezin siman aracılığı ile dentine, dolayısıyla diş dokusuna daha homojen aktarılırlar (Blatz ve ark., 2003 ve Raigrodski, 2004). Yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik restorasyonların simantasyonunda polikarboksilat, fosfat ve cam iyonomer simanlar da kullanılabilir (Braga ve ark., 2000).

Rezin simanların, ışık geçirgenliği fosfat ve cam iyonomer yapıştırma simanlarına göre daha azdır. Aynı zamanda farklı renkleri de mevcuttur. Estetik avantajlarından dolayı da tercih edilirler (Peumans ve ark., 2004). Yapılan çalışmalarda; klinik başarısızlıkların büyük bölümünün, simantasyon veya restorasyonun iç yüzeyindeki problemlerden kaynaklandığı bildirilmiştir. Kırılmaya bağlı başarısızlık oranı yüksek dayanımlı seramiklerde % 2,3-8 arasındadır. Bu nedenle, kullanılan simanın seramik yüzeyi ile tam bir bağlantı oluşturması,

restorasyonun başarısında önemli bir etkidir (Libby ve ark., 1997).

Restorasyonların başarısı için yapıştırma simanlarının fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılık, düşük çözünürlük, gerilme, bağlanma dayanımı gibi mekanik özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Tercih edilen yapıştırma simanının mekanik ve kimyasal özellikleri ve fiziksel davranışlarının bilinmesi hekimin klinik başarısı ile doğrudan ilgilidir.

Zirkonyum oksit tam seramik restorasyonlar geleneksel yapıştırma simanlarıyla simante edilebilirler. Ancak bazı klinik durumlarda (retansiyon yüzeyi yetersiz destek diş varlığında) yüksek dirençli restorasyonların uzun süreli başarı gösterebilmesi için alternatif yapıştırma simanlarına ihtiyaç duyulmaktadır (Pape ve ark., 1991).

Işıklı sertleşen ve kimyasal sertleşen rezin esaslı simanlar, tam seramik restorasyonların uygulamalarında kullanılabilir fakat bir takım dezavantajlara sahiptirler. Kimyasal sertleşen rezin simanların çalışma süreleri kısa olduğu için kontrolleri güçtür. Polimerizasyonların erken olması, restorasyonun yerine tam anlamıyla yerleştirilememesine yol açabilir. Işıklı sertleşen rezin simanlar ise, kullanılan seramiğin ışık geçirgenliğinden etkilenmektedir. Lamine veneer restorasyonların simantasyonunda sıklıkla kullanılır. Restorasyon kalınlığı arttıkça polimerizasyon miktarı azalır. Hem ışıkla hem kimyasal (dual) sertleşen rezin simanların çalışma süreleri oldukça uzundur ve kontrol edilebilirler. Ancak sertleşmelerinde ışığın uygulanma süresi, ışık yoğunluğu ve uygun dalga boyunun seçimi önemli unsurlardır (Santos ve ark., 2004). Literatüre bakıldığında, tam seramik restorasyonda kalınlık 2 mm'yi geçtiğinde, hem ışıkla hem kimyasal sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanlarının kullanımı önerilmektedir. Tam seramik restorasyonlar aynı ışık geçirgenliğine sahip değildirler. Örneğin; zirkonya ve alumina esaslı tam seramikler, kalınlıkları 0,5 - 0,7 mm olsa bile, ışıkla sertleşen rezin simanlarla birlikte kullanıldıklarında, ışık geçirgenlikleri az olduğundan dolayı simanın polimerizasyonu tamamlanamaz. Bu durumda, adeziv simantasyon işlemi gerçekleştirilecekse, hem ışıkla hem kimyasal sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanları kullanılmalıdır (Peumans ve ark., 2004). Bu çalışmada avantajları nedeni

ile hem ışıkla hem kimyasal (dual) sertleşen rezin esaslı yapıştırma simanları tercih edildi. Çalışmada kullandığımız ışık cihazının periyodik kontrolleri yapılmış 500-600 mW/cm² arası yoğunlukta görünür mavi LED ışık vermesi sağlanmıştır.

Hem ışıkla hem kimyasal sertleşen rezin simanlarla ilgili yapılan çalışmaların çoğu mikrosertlik üzerinedir (Santos ve ark., 2004). Dayanıklılık testlerinde genellikle seramik ve rezin simanlar arası bağlantı dayanıklılığı incelenmiştir (Hooshmand ve ark., 2002 ve Shimada ve ark., 2002). Seramik - rezin siman arayüzündeki bileşik yapı rezin siman - diş ara yüzeyleri arasındaki yapıdan farklıdır. Restorasyonun maruz kaldığı oklüzal kuvvetler kesme, gerilme, basma ve bükülme gibi kuvvetlerden oluşmaktadır (Øilo, 1993). Bu gerilim ve gerilmeler maddenin dayanıklılığını aşarsa yapıda bozukluk meydana gelir. Fakat ağızda bulunan herhangi bir restorasyonun, bu kuvvetlerden sadece bir tanesine maruz kalması klinik olarak mümkün değildir. Çünkü restorasyonlara gelen kuvvetler, bu gerilim tiplerinin hepsini birden barındırır. Bir çalışmada seramik restorasyonların çiğneme kuvvetlerine erken maruz kalmasının, bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkilediği belirtilmiştir. Çiğneme kuvvetlerinden dolayı, dentin - rezin siman ile rezin siman - seramik ara yüzeyindeki bağlantı dayanıklılığına farklı tip kuvvetlerin etkisi vardır (Frankenberger ve ark., 1999 ve Mclean ve Odont, 2001). Bundan dolayı restorasyon ve altındaki yapıştırıcı malzemenin bu gerilimlere dayanıklı olması gereklidir (Cardoso ve ark., 1998 ve Chang ve ark., 1998).

İndirekt restorasyon uygulamalarında adeziv uygulamalarının artması sonucu, çok sayıda ürün diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Adeziv sistemler değerlendirilirken, en önemli konu, adezivin diş dokusuna ve materyal yüzeylerine olan bağlantı dayanımıdır. Bağlanma dayanımının ölçülmesi adezivlerin etkinliğinin araştırılmasında kullanılan bir kaç değişkenden biridir (Pashley ve ark., 1995). Bağlanma dayanımı, adeziv-aderent ara yüzeyindeki birim alanda, bağlantıyı bozan minimum kuvvet değeridir. Bağlantının bozulduğu anda bağlantının ne kadar kuvvetli olduğunu gösteren değerler tespit edilebilmektedir. Bu nedenle, bağlanma dayanımı testleri; aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılırlar. Bağlanma dayanımının bağlantı yüzeyinin genişliği ile ilgisi vardır; bağlanma dayanımının hesaplanabilmesi

için yapışma yüzeyinin boyutlarının bilinmesi gereklidir (Cardoso ve ark., 1998). Diğer değişkenler göz ardı edildiğinde bağlantı yüzeyi arttıkça bağlanma dayanımı da artmaktadır.

Tam seramik restorasyonların bağlantı dayanıklılığı ile ilgili yapılan araştırmalarda, porselen - rezin siman, porselen - porselen, rezin siman - dış arayüz bileşim yerlerinin bağlantı dayanıklılığı üzerine etkileri incelenmiştir (Blixt ve ark., 2000 ve Hooshmand ve ark., 2002). Çalışmaların çoğunda ya makaslama ya da gerilme dayanıklılık test yöntemlerinden biri kullanılmıştır. Hooshmand ve ark. (2002) dayanıklılık testlerinde kesme veya gerilme dayanıklılığı ölçümlerinin ideal olduğunu belirtmişlerdir. Yapıştırma simanlarının tutuculuğu üzerine yapılan çalışmalarda, klinik şartları taklit etmek açısından en iyi yöntem çekerek çıkarma deneyidir (Ernst ve ark., 2005). Makaslama deneyi bu uygulamaya oldukça yakındır. Bir çok çalışmada araştırmacılar mikro gerilim deneylerinin küçük bir alanda daha homojen bir yüzey oluşturarak güvenilir sonuçlar verebileceği yönünde görüş sunmaktadır (Bottino ve ark., 2005). Fakat klinikte simantasyonu gerçekleştirilen bir kronun altındaki siman tabakasının her bölgedeki homojenliği tartışılabilir. Klinik uygulamalara en uygun şartları taklit etmek isterken en ideal durumlarda elde edilen yüksek değerler klinikteki uygulamalar açısından yanıltıcı olabilmektedir. Klinik uygulamada en yakın olduğunu düşündüğümüzden dolayı çalışmada makaslama dayanımı değerleri kıyaslanmıştır.

Dental seramik restorasyonlarda rezin bağlantısı konusunda klinisyenlere rehber sonuçlar veren çalışmalar, deney yöntemi konusunda önemli farklılıklar gösteren mekanik laboratuvar testlerine dayanmaktadır. Sık kullanılan bağlanma dayanımı testleri; çekme, makaslama, mikroçekme ve mikro makaslama testleridir. Bu testlerin klinik önemi ve doğruluğu konusunda çalışmalar yapılmıştır (Øilo, 1993) En yaygın uygulanan test metodu makaslama dayanımı testidir (Begazo ve ark., 2004).

Klasik çekme ve makaslama testlerinde uniform olmayan arayüz stresleri oluşabilmektedir. Bazı araştırmacılar bu durumu önlemek için modifiye çekme testlerini kullanmaktadırlar (Blatz ve ark., 2003).

Makaslama direnci testi, adeziv yapıştırma simanları için kullanılan güvenli ve kolay uygulanabilir test yöntemlerinden birisidir. İn vitro bağlanma testleri, yeni adeziv simanların dayanıklılığını göstermekle birlikte klinik ortam ile ilişkisini ortaya koymaktadır (Nalçacı ve Salbaş, 2005).

Makaslama testinde elde edilen değerler çekme testinde elde edilen değerlerden daha yüksektir. Ancak tüm dünyada kabul edilmiş kesin bir bağlanma dayanım testi bulunmamaktadır (Nothdurft ve ark., 2009). Mikro makaslama test yönteminde daha küçük yüzeyde bağlanma dayanımına bakıldığı için daha homajen ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilmektedir. Diğer değişkenlere bakılmaksızın tezimizin kısıtlılık ve eksikliklerinden biri olduğu artışılabılır.

Literatürde kor yapı-rezin siman bağlantısının araştırıldığı pek çok çalışmada, bağlanma dayanımının ölçülmesinde makaslama testi kullanılmıştır (Blatz ve ark., 2004; Kussano ve ark., 2003; Madani ve ark., 2000; Nakamura ve ark., 2004 ve Polat ve ark., 2015) Bundan dolayı, bu çalışmada dört farklı rezin simanın (G- Cem Automix, Clearfil SA Siman, Ketac Cem Plus, Rely X Unicem) dentin ve zirkonyum yüzeylere bağlanma dayanımının ölçülmesinde makaslama testi tercih edilmiştir.

Bağlanma dayanımını ölçmek için yapılan deneylerde, kullanılan test cihazlarının kesme hızı da sonuçları etkilemektedir. Test cihazının kesme hızının 0,45-1,05 mm/dak arasında olması gerektiği belirtilmektedir (Mitchell ve ark., 1998). Bu bilgilerin ışığı altında çalışmada uyguladığımız bağlantı dayanım testleri 0,5 mm/dak kesme hızı ile gerçekleştirilmiştir.

Seramik sistemlerin iç yüzeylerinin kum ile pürüzlendirilmesi sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (Saygılı ve Sahmalı, 2003). Simantasyondan önce uygulanan kumlama işlemi, tam seramik restorasyonların mikromekanik tutuculuğunu arttırmaktadır. Literatürde, yüzey işlemlerinin zirkonyum oksitin direncine etkisi konusunda çelişkili sonuçlar bildirilmiştir (Guazzato ve ark., 2005 ve Zhang ve ark., 2004). Zhang ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada kumlama işleminin zirkonyum oksitin direncini

düşürdüğünü, Guazzato ve ark. (2005) ise arttırdığını bildirmişlerdir. Sonuçlar çelişkili olmasına rağmen, genel olarak yüzey işlemlerinin mekanik özellikleri olumlu etkileyebileceği ifade edilmiştir.

Restorasyon iç yüzeylerinin simantasyon öncesinde kum uygulama ile pürüzlendirilmesinde; 50, 100, 110 veya 250 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ tozu kullanılmaktadır. Kumlama işleminin, aşındırma sırasında oluşan çatlakları uzaklaştırabildiği, aynı zamanda materyalin direncini artıran yüzey sıkıştırıcı tabaka oluşturduğu bildirilmiştir (Kosmac ve ark., 2000, 2008). Kumlama işlemi, materyalin yüzeylerinin temizlenmesinin yanı sıra yüzey alanlarının artırılması için de kullanılan bir işlemdir. Yüzeydeki çeşitli artık ve fazlalıklar uzaklaştırılır, yüzey pürüzlülüğü, ıslanabilirlik ve yüzey alanı artırılır (Yavuzyılmaz, 2005).

Zirkonyum oksit alt yapılarla metal alt yapıların karşılaştırıldığı çalışmada kumlama ile pürüzlendirme işleminin, metal alt yapılarda yüzey alanını daha belirgin sonuçlarla arttırdığını bulmuşlardır. Metal alt yapıya kıyasla zirkonyum alt yapıda daha eser miktarda girinti çıkıntı gözlenmiştir (Kern ve Wegner, 1998).

Kumlama işleminin, zirkonyum oksitin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne neden olduğu öne sürülmektedir. İşlem sırasında Y-TZP yüzeyine çarpan kum tanecikleri geniş yıkıma, aşınmalara ve yan kırıklara neden olmaktadır. Yapılan çalışmalarda kumlamanın neden olduğu kusurlara rağmen, yapılan işlemin örneklerin bükülme dayanıklılığını büyük oranda arttırdığını gözlemişlerdir (Guazzato ve ark., 2005). Bunu kumlama işlemi sonucunda meydana gelen direnç azalmasını önleyen faz değiştirmiş monoklinik fazın, yüzeyde baskı tabakası oluşturması şeklinde açıklamışlardır.

Blatz ve ark. (2010) farklı kendinden adeziv rezin simanların 50 µm Al₂O₃ tozu ile pürüzlendirilen ve kumlanmayan zirkonyum alt yapıli seramik örneklerin bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama işleminin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Partikül büyüklüğü 110 µm olan Al₂O₃ tozuyla kumlamanın, zirkonyum oksit ve alüminyum oksit alt yapılarla rezin esaslı simanın

bağlanma dayanımını attırıldığını belirtmişlerdir (Blixt ve ark., 2000). Bu çalışmada, 110 µm boyutta alüminyum oksit ile yüzey kumlama işlemi yapılmıştır.

Yapılan bir çalışmada kendinden adeziv siman uygulanmadan önce, mine yüzeyine fosforik asit uygulaması, konvansiyonel simanlarla karşılaştırılabilir bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini sağlamış, ancak simantasyon öncesi dentin yüzeyine asit uygulaması, dentine olan bağlanma dayanım değerini düşürmüştür (Manso ve ark., 2011 ve Perdiago, 2007). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamda diş yüzeyinde herhangi bir yüzey hazırlama işlemine ihtiyaç duyulmamıştır.

Alümina ya da zirkonyum gibi yüksek kristal içerikli tam seramik restorasyonların simantasyonu amacıyla çok çeşitli yapıştırma simanları kullanılabilir. Bu simanlar; çinko fosfat simanlar, çinko polikarboksilat simanlar, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve rezin esaslı simanlar olarak sayılabilir. Zirkonyum oksit restorasyonlar; yüksek kırılma dayanımları nedeniyle polikarboksilat ya da cam iyonomer gibi geleneksel simanlarla da simante edilebilirler (Burke ve ark., 2002; Derand ve ark., 2005; Oyagüe ve ark., 2009). Resin esaslı yapıştırma simanları, daha iyi tutuculuk, düşük çözünürlük, daha iyi mekanik özellikler ve daha estetik olması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedirler. Ayrıca, resin esaslı siman ile seramik arasındaki bağlantı; restorasyonun okluzal kuvvetlere karşı olan direncini de arttırmaktadır (Derand ve ark., 2005; Piwowarczyk ve ark., 2005 ve Yoshida ve ark., 2004).

Gelişen adeziv teknik ve materyaller; bağlantı direnci geliştirilmiş yeni yapıştırma simanlarının gelişimini de beraberinde getirmiştir. Bu amaçla, en çok geliştirilen simanlar; adeziv resin simanlar ve resin modifiye cam iyonomer simanlardır. Resin modifiye cam iyonomer simanların en önemli avantajları; uygulama kolaylığıdır. Resin modifiye cam iyonomer simanların bağlantı direncinin artırılması için, yüzey hazırlığı işlemlerine gerek duyduğu bildirilmiştir. Bağlantının sağlanmasında fosforik asit, poliakrilik asit veya sitrik asit ile mine ve dentin yüzeyinin hazırlığının gerekliliği belirtilmesine rağmen bu konu tam olarak açıklığa kavuşmamıştır (Diaz-Arnold 1999).

Literatürde, sabit restorasyonların farklı materyaller ile üretimi ve bunların farklı yapıştırma simanları ile simantasyonunun etkinliğini değerlendiren birden fazla çalışma mevcuttur. (Canpolat, 2001; Ernts ve ark., 2005; Polat ve ark., 2015 ve Shin ve ark., 2014) Bu çalışmalarda, farklı restoratif materyaller, farklı yapıştırma simanları, farklı yüzey işlemleri, farklı test, yöntemleri uygulanmıştır. Bu çalışmada, zirkonyum alt yapı üzerinde yüzey kumlama ile pürüzlendirme işlemi uygulayarak, prepare edilen diş yüzeyine farklı rezin esaslı yapıştırma simanları ile simantasyonu sonucu elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri incelenmiştir. Tez çalışmamızın sonuçları, klinik olarak farklı yapıştırma simanlarının bağlanma dirençleri konusunda rehber olacaktır.

İn-vitro uyguladığımız çalışmada, ağız ortamını taklit etmek için ısısız yaşlandırma işlemi kullanılmıştır. Bu işlem esnasında, ağız ortamında olabilecek en yüksek ve en düşük sıcaklıklar test örneklerine uygulanmıştır. Ancak deney ortamının klinik ortamı tam olarak taklit ettiği tartışılabilir. Sabit protetik restorasyonlar dişlerin morfolojilerinden dolayı konveks ve konkav yüzeylere sahiptir. Fakat, daha önceki çalışmaların çoğunda ve bu çalışmada hazırlanan diş yüzeyleri düz yapıya sahiptir. Bu durum klinik durumdan farklı olduğu için tez çalışmamızın kısıtlılıklarından olabilir (Cebe ve ark., 2015 ve Polat ve ark., 2015).

Literatürde, bazı çalışmalarda, diş örnek yüzeyi okluzal yüzeyden hazırlanırken bu çalışmada bukkal yüzey üzerinde hazırlık yapılmıştır (Akkus 2009). Oklüzal yüzeyin daha rahat ve kontrollü kesimi, simantasyon işleminin vertikal yönde dişin uzun aksına paralel konumlanmasına olanak sağlaması avantajdır.

Klinikte diş yüzeyine veya restorasyon iç yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri, hassasiyet giderici ajanlar, dezenfektanlar, simantasyon tekniği, ışık cihazı, bağlama dayanımını etkileyebilen parametrelerdir (Derand ve Derand, 2000; Hikita ve ark., 2007; Luthy ve ark., 2006; Lührs ve ark., 2008; Piwowarczyk ve ark., 2007 ve Radovic ve ark., 2008).

Çalışmamızın, sonuçları klinik uygulamada rehber olabilir ancak in vivo koşullarda yapıştırma simanın karıştırılması, yerleştirilmesi, uygulama işlemlerindeki basamaklar, kan ve/veya tükürük kontaminasyonu gibi faktörler restorasyonun final bağlanma dayanımı direncini etkileyebilecektir (Zortuk ve ark., 2008).

Rezin esaslı yapıştırma simanı ile zirkonyum arasındaki bağlantının incelendiği daha önceki bazı çalışmalarda zirkonyum örnekler kompozit rezin restoratif materyal üzerine yapıştırılmıştır (Oyagüe ve ark., 2008 ve Özcan, 2006). Zirkonyum ile dentin arasındaki bağlantıyı inceleyen fazla sayıda çalışma bulunmamaktadır.

Gerçekleştirilen bir çalışmada, çekilmiş dişlere paralelometre kullanılarak diş preparasyonu yapıldıktan sonra (Attia ve ark., 2004) zirkonyum ve cam kron restorasyonları, hazırlanan dentin yüzeyine rezin esaslı yapıştırma simanları ile yapıştırılmış (Panavia F, Superbond C&B, Protec Cem) ve bu örnekler kırma testi uygulanmıştır. Araştırmacılar, restorasyonların mekanik özelliklerini ve bağlanma dayanım değerlerini, kullanılan seramiğin mikro yapısının üretim tekniğinin, yapıştırma metodunun ve uygulanan ısıl yaşlandırma işleminin etkileyeceğini belirtmişlerdir. Elde ettikleri makaslama testi değerleri arasındaki farklılıkların, daha çok bağlanma dayanımlarıyla ilgili olduğunu düşünmüş ve bu iki değerlendirmenin bir arada yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada, zirkonyum oksit örneklerin dentine bağlanma değerleri ölçülmüş ve ısıl yaşlanma yapılmayan örneklerde daha yüksek değerler elde edilmiştir.

Yapıştırma simanların yapısal özellikleri, nem ve ısıl etkenlerin varlığından etkilenmektedir. İn-vitro testler sırasında, bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, tüm simanların sertleşmesi nemli ortamlarda gerçekleştirilmelidir ve ISO kurallarına göre makaslama testi öncesinde tüm deney örnekleri ısıl döngü testine tabii tutulmalıdır (Amendment ISO 10477, 1996). Çalışmada kullanılan test örneklerin yarısına ısıl döngü işlemi uygulanmıştır.

Ağız içerisindeki kimyasal, ısısal ve mekanik etkenler, siman-zirkonyum ara yüzünde adezyonu etkileyebilmektedir (Lu ve ark., 2001 ve Lüthy ve ark., 2005). Siman-zirkonyum bağlantısının sürekliliğinin test edilmesi için uzun süre suda bekletme ve ısısal döngü testi uygulama, en sık kullanılan yöntemlerdir (Barclay ve ark., 2002; El Zohairy ve ark., 2004 ve Kern ve Thompson, 1995). Ağız ortamının fiziksel özelliklerini taklit etmek için uygulanan ısısal döngü testi, restoratif materyal ve siman arasındaki bağlantının bütünlüğünü etkileyebilmektedir (Andreatta Filho ve ark., 2003).

Bu çalışmada, ısısal döngü testi uygulaması örneklere 5 ve 55 ±2° C derece su banyolarında gerçekleştirilmiş, ısısal döngü 10 000 kez uygulanmış, sıcak veya soğuk banyolarda bekletme süresi 30 saniye olacak şekilde ayarlanmıştır. Isısal döngü testinin 10 000 kez uygulanması yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyonu temsil etmektedir (Gale ve Darwell, 1999).

Uzun dönem suda bekletme sonrasında simanlarda meydana gelen fiziksel özelliklerin bozulmasının sebebinin, materyallerin su tutmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Abzorbe edilen su, simanın dayanıklılığının düşmesine neden olur. Bu da materyalin direncini azaltır ve kırılabilirliğini artırır.

Chang ve ark. (2002) bağlantı sistemlerinin klinik olarak çeşitli ısılardan etkilendiğini, ısı ve nem değişikliklerin seramik-siman bağlantısında hidrolizasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde ısısal döngü, hem cam iyonomer simanların hem de rezin esaslı yapışma simanlarının bağlanma kuvveti değerlerinde bir azalmaya sebep olduğu, fakat rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanların ısısal streslerden oldukça az oranda etkilendiği belirtilmiştir (Blatz ve ark., 2004).

Kendinden adeziv yapıştırma simanları üzerinde yapılan bir çalışmada örneklere 10 000 kez ısısal döngü testi, 100 000 kez mekanik yükleme ve üçüncü grup olarak, 10 000 kez ısısal döngü testi sonrasında 100 000 kez mekanik yükleme uygulanmış. Yaşlandırma işlemlerinin sonrasında ısısal döngü işlemi yapılan örneklerin bağlanma dayanımlarında anlamlı bir azalma görülmediğini bildirilmiştir (Ülker ve

ark., 2010).

Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, çelişkili ve farklı sonuçlar bulunmuştur. Isısal yaşlandırma işleminin, simanların mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği sonucu birçok çalışmada mevcuttur (D'Amario ve ark., 2010 ve Senyilmaz ve ark., 2007). Bazı çalışmalarda, ısısal değişimin mikrosızıntıyı arttırdığı ve bağlanma dayanımı azalttığı, (Lucena-Martin ve ark., 2001 ve Owens ve Johnson, 2006) diğer çalışmalarda ise mikrosızıntıyı ve bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (Aguiar ve ark., 2003 ve Yamazaki ve ark., 2006).

Holderegger ve ark.'ın (2008) yaptığı çalışmada, Rely-X Unicem ile üç farklı geleneksel rezin esaslı simana makaslama deneyi ve ısısal döngü testi uygulanmış. Rely X Unicem en düşük makaslama değerleri vermesine rağmen, ısısal döngüden en az etkilenen siman olmuştur.

Bu çalışmada ısısal döngü işleminin rezin esaslı yapıştırma simanlarında bağlantı dayanımını önemli ölçüde azalttığı gözlenmiştir. Resin modifiye cam ionomer olan Ketac Cem Plus örneklerde, ısısal değişimler bağlantı direncini azaltmış olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermemiştir. Ketac Cem Plus ısısal döngü testinden en az etkilenen siman olmuştur.

Tam seramik restorasyonlarda, simantasyon işleminde, ışık ile polimerize olan, kimyasal polimerize olan ve hem ışık hem kimyasal polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar tercih edilmektedir (Blatz ve ark., 2003; Tian ve ark., 2014 ve Yüksel ve Zaimoğlu, 2011). Işık ile polimerize olan rezin simanların diğer tiplere göre avantajları çalışma sürelerinin uzun ve aynı zamanda kontrol edilebilir olmasıdır. Restorasyon kalınlığı 2 mm üzerinde ise ışıkla sertleşen yerine dual-cure rezin simanların kullanılması önerilmektedir. Bir diğer önemli nokta ise, alümina veya zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonların ışık geçirgenlikleri az olduğu için, kalınlıkları 0.5-0.7 mm olsa dahi, ışık ile polimerize olan rezin simanlarla simantasyonlarında polimerizasyon istenen seviyede sağlanamaz (Blatz ve ark., 2003; Peumans ve ark., 2000 ve Yüksel ve Zaimoğlu, 2011).

Zirkonyum gibi, çoğu indirek restoratif materyal yeterli yoğunlukta ışık geçişini önleyebilir. Polimerizasyon derecesi, ışık kaynağıyla siman arasındaki mesafe ve zirkonyumun ışık geçirgenliğinden etkilenmektedir (Price ve ark., 2000). Adeziv materyallerin sahip olduğu kimyasal aktivatörlere ışığa duyarlı aktivatörlerden daha çok güvenilmektedir (Köroğlu ve ark., 2012). Restorasyon kalınlığının artması ile beraber yapıştırma simanının polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmeyebilir. Bu nedenle, kimyasal polimerize olan veya dual-cure polimerize olan yapıştırma simnaları tercih edilmelidir (Pekperdahci ve ark., 2012). Dual-cure yapıştırma simanlarında ışıkla aktive edilerek yapılan polimerizasyon işlemlerinde, ışıkla aktive edilmeden yapılan polimerizasyon işlemlerine göre daha yüksek polimerizasyon oluştuğu bilinmektedir.

Uo ve ark. (2003) zirkonyum ile diş arasındaki bağlantıyı incelemek için yaptıkları çalışmada cam iyonomer simanın, kompozit rezin yapıştırma simanına göre daha yüksek bağlanma değeri verdiğini belirtmişlerdir. Benzer bir sonuçta, Cebe ve ark. (2015) yaptıkları çalışma da ortaya çıkmış, cam iyonomer simanın bağlantı değeri, rezin esaslı yapıştırma simanlarından yüksek elde edilmiştir. Her iki çalışmada da ışığın zirkonyumdan yeterince iletilememesine bağlı rezinin polimerizasyonunun zayıflığına vurgu yapılmıştır. Bu çalışmada, zirkonyum alt yapı üzerine veneer serağimi yapılmadığı deneylerde sadece zirkonyum kor yapı kullanıldığı için rezin esaslı yapıştırma simanlarına ait bağlanma değerinin literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olmasının sebebi zirkonyumun kalınlığının ve ışık yoğunluğunun farklılığına bağlanabilir.

Piwowarczyk ve Lauer (2003) ın yaptıkları çalışmada RelyX ARC, Panavia F ve Variolink gibi kompozit rezin yapıştırma simanlarını incelemiş ve bu simanlar en yüksek bükülme ve basma dayanımını göstermiştir. Kendinden adeziv rezin siman RelyX Unicem bunlardan düşük mekanik değerler sergilemiş rezin modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomer simanlar ve çinko fosfat simanlar ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha güçlü olduğu görülmüştür.

RelyX Unicem'in kullanımı ile ilgili pratik kaynaklı bazı değerlendirmelerde bulunan araştırmacılar ve bu simanın geleneksel yapıştırma simanları ve kompozit rezin yapıştırma simanlarına göre kullanımının daha kolay olduğunu belirtmişlerdir (Burke ve ark., 2006). Luthy ve ark'larının (2006) yaptıkları çalışmada zirkonyum oksit esaslı tam seramik restorasyonların simantasyonunda, en yüksek bağlanma değerleri Panavia ve Panavia F gibi adeziv yapıştırma simanlarından elde edilmiştir.

Pekperdahı ve ark. (2012)'ları Relyx ARC (kompozit rezin siman) ile Rely X Unicem gibi kendinden adeziv simanları karşılaştırmışlar. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanının bağlanma dayanımını daha yüksek bulmuşlardır.

Polat ve ark. (2015) Rely X ARC, Panavia F 2.0, Rely X U-200, Clearfil SA rezinlerin zirkonyum ile dentin arasındaki bağlanma dayanımını incelemişler adeziv sistem uygulanan Panavia F grubunda kendinden adeziv yapıştırma simanlarından daha yüksek bağlanma dayanımı değeri tespit etmişlerdir. Kendinden adeziv rezin siman Clearfil SA uygulanmasında; ortofosforik asit ile pürüzlendirme yapılmaz, primer ve adeziv uygulanmaz. Bu simanın uygulamasında diş yüzeyinin nemli veya kuru olmasının herhangi bir teknik hassasiyet gerektirmediği üretici firma talimatında belirtilmektedir. Bu çalışmada en düşük değer Clearfil SA yapıştırma simanında grlmştir. Polat ve ark. alışmaları ile çalışmamız karşılaştırıldığında, Clearfil SA simanın farklı sonuçlar vermesi test yöntemlerinin farklılığına bağlanabilir.

Zorturk ve ark. (2008)  farklı yapıştırma siman grubuna ait bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, Clearfil Esthetic rezin siman, Adhesor inko-fosfat siman ve G-Cem Automix kendinden adeziv rezin simanı karşılaştırmışlar, en yüksek bağlanım değerinin Clearfil Esthetic rezin siman grubunda olduğunu belirtmişlerdir. G-Cem Automix kendinden adeziv rezin siman en düşük kırılma dayanıklılık değeri göstermiştir. Bu çalışmada ise Clearfil SA kendinden adeziv rezin siman en yüksek bağlanım değeri, rezin modifiye cam iyonomer siman Ketac Cem Plus en düşük değeri, G-Cem Automix kendinden adeziv rezin siman orta bağlanma değeri göstermiştir.

Guo ve arkadaşları (2012) alt yapı materyallerinin dış yüzeyine olan makaslama bağlanma dayanımına etkilerini adeziv sistem ve kendinden adeziv rezin simanların etkisini inceledikleri çalışmalarında, üç farklı siman uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğunu belirtmişler. En yüksek bağlanma dayanım değerlerini kendinden adeziv rezin simanın kullanıldığı örneklerde bulmuşlardır.

Farklı kendinden adeziv rezin simanların hem geleneksel rezin simanlarla hem de birbirleriyle karşılaştırıldığı bir çok çalışma literatürde mevcuttur (Capa ve ark., 2010; Goracci ve ark., 2006; Lin ve ark., 2010; Lührs ve ark., 2010; Nakamura ve ark., 2010 ve Sarr ve ark., 2010). Viotti ve ark. yaptıkları çalışmada RelyX Unicem, Maxcem ve G-Cem Automix kendinden adeziv rezin simanlarla geleneksel rezin simanların dentine bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmada istatistiksel olarak kendinden adeziv rezin simanların kendi aralarında anlamlı bir fark bulunmazken geleneksel rezin simanların bazıları anlamlı derecede düşük dayanıklılık sergilediğini bildirmişlerdir (Viotti ve ark. 2009).

Seramik yüzeyin pürüzlendirilip değiştirilmesi dışında, tercih edilen rezin esaslı yapıştırma simanının içeriği de bağlanma dayanımını arttırmada önemlidir. Zirkonyum gibi asitele pürüzlendirilemeyen alt yapılarda MDP monomeri içeren rezin simanların kullanılması önerilmektedir. MDP, yapısında fosfat ester grubu içermesinden dolayı metal oksitlerle, alumina ve zirkonya seramiklerle direkt kimyasal bağlantı kurabilirler (Wolfart ve ark., 2007). Kitayama ve ark. (2010) fosfat ester monomeri ve fosforik asit içeren şartlandırıcıları kullandıkları çalışmanın sonuçları da bunu desteklemektedir. Ayrıca, adeziv monomeri olan MDP; uzun karbonil zincirler içermesi nedeniyle hidrolitik değişime karşı dirençlidir (Palacios ve ark., 2006 ve Valandro ve ark., 2006). Adeziv fosfat monomer (APM) içeren yapıştırıcı simanlar; zirkonyum yüzeyi ile güçlü bir bağlantı kurarlar. Bunun sebebi, adeziv fosfat monomerin içerisindeki hidroksil grupları ile zirkonya seramik yüzeyindeki hidroksil grupları arasındaki reaksiyon sonucu oluşabileceği belirtilmiştir.

Alüminyum ya da zirkonyum alt yapılı seramik materyallerin Al_2O_3 tozu ile pürüzlendirilmesinden sonra, MDP gibi fosfat monomer ihtiva eden rezin esaslı yapıştırma simanları ile simantasyonunun yapılması bağlanma dayanımını arttırmaktadır (Blatz ve ark., 2003 ve Erdem ve ark., 2014).

Y-TZP seramik restorasyonlarda stabil bağlantı sağlanması amacıyla MDP gibi fosfat ester monomerleri içeren rezin esaslı yapıştırma simanların kullanımı önerilmektedir. Fosfat ester monomerleri; zirkonyum dioksit gibi metal oksitlerle kimyasal bağlantı kurabilmektedir (Blatz ve ark., 2003 ve Luthy ve ark., 2006).

Kern ve Wegner (1998) yaptıkları çalışmada, zirkonyum oksit seramiğinin bağlanma dayanımını incelemişler. MDP içeren ve Bis-GMA içeren adeziv rezin simanları karşılaştırmışlar. Örneklere simantasyon işlemi öncesinde kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulamışlar. Çalışmanın sonucunda; yüzeyin kumlanmasının ardından uygulanan adeziv fosfat monomeri MDP'nin en başarılı bağlanma dayanımı sonucunu verdiğini belirtmişlerdir. Blatz ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada ise; kumlanmış zirkonyum oksit ve alüminyum oksit seramiklerin, MDP içeren silan karışımları ve yine MDP içeren rezin esaslı yapıştırma simanları ile simante edilmesinin güçlü bir bağlanma kurduğunu belirtmişlerdir (Blatz ve ark., 2003 ve Kern ve Wegner, 1998). Bu çalışmada, MDP içeren Clerfil SA yapıştırma simanı grubuna ait test örnekleri en yüksek bağlanma dayanımı değerini vermiştir.

MDP monomeri içeren rezin simanın içerisindeki fosfat ester grubu zirkonyuma, metakrilat grubu ise simanın rezin matrisine bağlandığı bildirilmiştir (Wegner ve Kern 2000, Kern 2009). MDP monomeri içeren rezin esaslı yapıştırma simanlarının zirkonyuma adezyonu ısısız döngü işlemi ile kısa dönem yaşlandırma koşulları sonrasında değerlendirilmiş (D'Amario ve ark., 2010; Özcan ve ark., 2008; Piwowarczyk ve ark., 2005 ve Senyilmaz ve ark., 2007). Yaşlandırma işlemi sonrasında, MDP içeren simanın zirkonya seramiklerle olan bağlanma dayanım değerlerinin düştüğünü (D'Amario ve ark., 2010 ve Senyilmaz ve ark., 2007), bağlanma dayanım değerinin arttığını (Piwowarczyk ve ark., 2005) ve bu değerlerin

0'a kadar indiğini (Özcan ve ark., 2008) belirtmişlerdir. Bu çalışmada, MDP içeren kendinden adeziv rezin siman Clearfil SA yapıştırma simanının bağlanma dayanımı değeri ısıl döngü testi sonrasında azalmıştır.

Kendinden adeziv rezin simanların, mikromekanik bağlanma ve hidroksiapatite kimyasal adezyon ile gerçekleşen bağlanma mekanizmaları mevcuttur. Kimyasal reaksiyon sırasında açığa çıkan su, simanın hidrofiliğini ve nem toleransını artırır (De Munck ve ark., 2004). Bu özelliğin simanın dişle olan bağlantısını arttırdığı, mikrosızıntı oranını düşürdüğü düşünülmektedir. Yıldırım ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada dört adet kendinden adeziv rezin simanı, bir geleneksel rezin simanı mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlar. Rely-X U200 ve Panavia SA yapıştırma simanının en düşük mikrosızıntı değerleri, G-Cem Automix ve Smart Cem 2 mikrosızıntı açısından en yüksek mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Tez çalışmamda G-Cem Automix en yüksek ikinci bağlanma dayanımı değerini göstermiştir. Bu değerler arasındaki farklılık Yıldırım ve ark. (2014) larının zirkonyumda yüzey hazırlama işlemi yapmaması ve test tekniğine bağlanabilir.

Blatz ve ark. (2010) Bis Cem, Max Cem, G-Cem Automix, RelyX Unicem ve Clearfil SA simanlarının zirkonyuma tutunmasını karşılaştırmışlar. Bağlanma dayanımının kumlanmış veya kumlanmamış zirkonyum yüzeyindeki etkisini incelemişler, kumlamadan önce RelyX Unicem, G-Cem Automix ve Clearfil SA istatistiksel olarak diğerlerinden daha yüksek bir değer gösterirken kumlama işleminden sonra G-Cem Automix ve Clearfil SA en yüksek bağlanma değerini gösterdiğini belirtmişlerdir.

Hem MDP hem de Bis-GMA içeren rezin simanların bağlantı dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada en yüksek bağlantı değerlerinin Al_2O_3 'le kumlanmış ve MDP içeren adeziv rezin ile simantasyonu gerçekleştirilen grupta bulunmuştur (Wolfart ve ark., 2007).

Akgungor ve ark. (2008) yaptıkları çalışmanın sonucunda; alüminyum ve zirkonyum esaslı seramiklerle bağlanma dayanımının artırılmasının; Al_2O_3 'le kumlama ve fosfat

monomer (MDP) içeren bir rezin simanın kullanımıyla mümkün olduğunu belirtmişlerdir.

Dual cure rezin simanla simante edilen zirkonyum oksit seramiklerin ısısız döngü testi yapılmadan sadece yüzey hazırlıkları yapılarak oluşan mikrotensile bağlanma dayanımlarını karşılaştırılan bir çalışmada kontrol grubu, 125 µ Al₂O₃'le kumlama ve 50 µ Al₂O₃ partikülleriyle modifikasyona uğramış silika grubu kullanılmıştır. MDP içeren ve yüzeyi Al₂O₃'le kumlanmış grupta silikayla kaplanmış ve MDP içermeyen diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Oyague ve ark., 2009).

Bu çalışmada kopma yüzeylerinin incelenmesinde örneklerin çoğunda kırılmanın siman - diş arayüzeyinde adeziv kopma şeklinde kırık tipi görülmüştür. Bunu simanda koheziv kopma şeklinde kendini gösteren Tip IV kırık tipi izlemiştir. En az görülen kırık tipi ise zirkonyum kor yapıda adeziv-koheziv kopma şeklinde olan Tip V kırık şeklindedir. Isısız döngü uygulanan örneklerde en çok zirkonyum kor yapı-siman arayüzeyinde adeziv kopma şeklinde görülen Tip VI kırık şekli gözlenirken, ısısız döngü testi uygulanmayan örneklerde, Tip II kırık en çok görülen kırık şekli olmuştur. Isısız döngü testi uygulanan ve uygulanmayan örneklerde en az Tip V kırık şekli görülmüştür.

Kırılma yüzeyleri incelendiğinde, test, örneklerinin büyük çoğunluğunda adeziv başarısızlık oluşması, siman – zirkonyum, oksit yüzeyleri arasında gözlenmiştir. Bu durum siman ile zirkonyum oksit, arasında gerçek anlamda, kimyasal bağlantı sağlanamadığına işaret etmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Y-TZP alt yapıların 4 farklı rezin esaslı yapıştırma simanı ile simantasyonu ve ardından uygulanan makaslama testi sonucunda; kendinden adeziv rezin siman, G-Cem Automix ve Rely X Unicem arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken, Clearfil SA daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Resin modifiye cam iyonomer siman Ketac Cem Plus da ise en düşük bağlanma dayanımı değeri gözlenmiştir.
2. Clearfil SA, MDP içeriğinden dolayı diğer kendinden adeziv rezin simanlardan ve rezin modifiye cam iyonomer simandan daha başarılı sonuçlar vermiştir. Kendinden adeziv rezin simanlar klinik kullanımları ve uygulanmaları daha kolay olduğu için tercih edilebilirler. En yüksek bağlanma dayanıklılığı sergileyen Clearfil SA yapıştırma simanını klinik kullanımda önerebiliriz.
3. Y-TZP alt yapıların 4 farklı rezin esaslı yapıştırma simanları ile simantasyonu ve ısıl döngü testiyle yaşlandırma uygulamasının ardından uygulanan makaslama testi sonucunda, G-Cem Automix , Rely X Unicem ve Ketac Cem Plus arasında istatistiksel anlamda farklılık bulunmazken, Clearfil SA bu üç simandan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.
4. Isıl döngü testi ile yaşlandırma uygulaması, kullanılan yapıştırma simanlarının, makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanım değerlerinin azalmasına sebep olmuştur. Bir başka şekilde ifade edildiğinde, tüm yapıştırma simanları ısıl yaşlandırma işleminden olumsuz etkilenmişlerdir.
5. Zirkonyum oksit yüzeyinde gerçekleştirilen kumlama ile pürüzlendirme işleminin, bağlanma yüzeyini arttıran yüzey hazırlık işlemi olduğu SEM bulguları ile desteklenmiştir.

6. Kırılma yüzeyleri incelendiğinde, test örneklerinin büyük çoğunluğunda adeziv kırık, siman – zirkonyum oksit yüzeyleri arasında olmuştur.



ÖZET

Y-TZP Kor Yapılı Seramik Restorasyonların Kendinden Adeziv Resin Simanlarla Bağlantı Kuvvetlerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

Çalışmamızın amacı; farklı kendinden adeziv resin simanlarla yapıştırılan Y-TZP (yitrium tetragonal polikristal zirkonya) kor yapılı seramik restorasyonların bağlantı kuvvetlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir. Y-TZP kor yapılı seramik restorasyonların kendinden adeziv resin simanlar ve resin modifiye cam iyonomer simanla simantasyonunda fiziksel özellikler incelenecek ve kendinden adezivli resin simanların ve resin modifiye cam iyonomer simanın Y-TZP kor yapı ile bağlantı dayanımları karşılaştırılacaktır. Yüksek estetik ve kırılma direncine sahip olması nedeniyle tercih edilen Y-TZP kor yapılı seramiklerin uzun dönem kullanımları için en uygun kendinden adezivli resin simanın belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda 80 adet çürüksüz azı diş 20 mm uzunluk, 15 mm genişlik ve 20 mm derinliğe sahip silikon kalıplara (Speedex, Coltene Whaladent AG, Altstätten, Switzerland) otopolimerizan akrilik resin (Temdent Classic, Weil-Dental GmbH, Rosbach, Germany) yardımıyla, bukkal yüzleri geniş kısmına bakacak şekilde ve servikalde mine-sement sınırı hizasında sabitlendi. Zirkozahn (Steger, Ahrntal, İtalya) firması tarafından üretilmiş olan, zirkonyum oksit bloklardan (ICE Zirkonia) 8mm çapında 1mm, yüksekliğinde disk şeklinde 80 adet örnek hazırlatıldı. Simantasyon işlemi öncesinde 4 eşit test grubuna ayrılan örneklerin her biri partikül büyüklüğü 110 µ olan Al₂O₃ kum ile 2.8 atmosfer basınç altında yaklaşık 1 cm mesafeden 60 saniye süreyle kum ile pürüzlendirme işlemi yapıldı. Simantasyon için kendinden adeziv siman sistemleri Rely X Unicem (3M Espe; St Paul, MN, ABD), Clearfil SA Cement (Kuraray Dental, Kuraray America, Inc, 600 Lexington Avenue, New York, ABD), G-Cem Automix (GC Corp., Tokyo, Japonya) ve resin modifiye cam iyonomer siman Ketac Cem Plus (3M Espe; St Paul, MN, ABD) kullanıldı. Simantasyon işleminden sonra her bir grup test örneğinin içerisinde onar test örneği rastgele seçilerek 5 ve 55 ±2° C dereceki su banyolarında, her banyoda 30 saniye kalacak ve 10 saniye banyo solusyonun dışında bekleyecek şekilde 10000 kez ısıl döngü testi uygulandı. Isıl döngü testinin ardından bütün test örneklerine makaslama kuvvetine bağlanma dayanım testi uygulandı. Kopma yüzeyleri stereomikroskopta incelendi ve her gruptan 2 toplamda 8 diş ve 2 adet zirkonyum oksit alt yapı örneği SEM incelemesi yapıldı. Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, gruplar arasındaki farkların belirlenmesi amacıyla iki yönlü Anova, Tukey ve Bağımsız t testi ile incelendi.

Çalışmamızın sonucunda Clearfil SA, G-Cem Automix ve Rely X Unicem siman gruplarında ısıl döngü testi uygulanmayan test örneklerinin bağlanma dayanımı değerleri ısıl döngü testi uygulanan test örneklerinin bağlanma dayanımı değerlerinden hem istatistiksel hem de klinik olarak yüksek bulunmuştur. Isıl döngü testi uygulanmayan test örneklerinden en yüksek bağlanma dayanım değeri MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) monomeri içeren Clearfil SA siman grubunda görülmüştür. Bu grubu 4-META (4-metakriloksietil trimellitik anhidrid) adezyon monomeri içeren G-Cem Automix siman grubu izlemiş, üçüncü en yüksek değer Rely X Unicem siman grubunda görülmüş olup en düşük bağlanma dayanımı değerleri Ketac Cem Plus siman grubunda gözlenmiştir. Isıl döngü testi uygulanan örneklerde en yüksek değer Clearfil SA siman grubunda gözlenmiş bu grubu Rely X Unicem siman grubu izlemiştir. Üçüncü en yüksek bağlanma dayanım değeri G-Cem Automix siman grubunda gözlenirken en düşük değerler Ketac Cem Plus siman grubunda izlenmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrası, oluşan bağlanma dayanım değerinde yüzdesel olarak azalma miktarı en az Ketac Cem Plus siman grubunda gözlenirken, yüzdesel olarak en yüksek azalma G-Cem Automix siman grubunda görülmüştür. Ketac Cem Plus siman grubunda yaşlandırma öncesinde ve yaşlandırma sonrası bağlanma dayanım değeri, istatistiksel olarak farklılık göstermemiştir. Clearfil SA, G-Cem Automix ve Rely X Unicem siman gruplarında, ısıl döngü testi bağlanma dayanımı değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. Clearfil SA, MDP içeriğinden dolayı, diğer kendinden adeziv resin simanlardan ve resin modifiye cam iyonomer simandan daha başarılı sonuçlar vermiştir.

Sonuç olarak, kendinden adeziv rezin simanlar klinik kullanımları ve uygulanmaları daha kolay olduğu için tercih edilebilirler. En yüksek bağlanma dayanıklılığı sergileyen Clearfil SA yapıştırma simanını klinik kullanımda önerebiliriz.

Zirkonyum oksit yüzeyinde, gerçekleştirilen kumlama ile pürüzlendirme işleminin, bağlanma yüzeyini, arttıran yüzey hazırlık işlemi olduğu SEM bulguları ile desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kendinden adeziv rezin siman, makaslama bağlanma dayanımı, resin modifiye cam iyomomer siman, Y-TZP



SUMMARY

Evaluation of In Vitro Shear Bond Strength of Y-TZP Ceramic Restorations with Use of Self-Adhesive Resin Cements

The aim of the study was evaluate of in-vitro shear bond strength of Y-TZP (yttrium tetragonal polycrystalline zirconia) ceramic restorations with using different self-adhesive cements. Physical properties of cementation of Y-TZP ceramic restorations with self-adhesive resin cements and resin modified glass ionomer cement were examined. Bond strength between Y-TZP core and self-adhesive resin cements and resin modified glass ionomer cement were compared. The aim of this study was to determine the most suitable self-adhesive resin cement for long term success of Y-TZP ceramics.

80 intact molar teeth were fixed into self-cure acrylic resin blocks (Temdent Classic, Weil-Dental GmbH, Rosbach, Germany) at the cemento-enamel junction. Buccal surface was located on the wide side of the resin blocks. 80 disc shaped ZrO₂ (ICE Zirconia) specimens with 8mm diameter and 1mm thickness were fabricated from Zirkozahn blocks (Steger, Ahrntal, Italy). The specimens were divided into 4 experimental groups before the cementation procedure. All of specimens were roughened using 110 µ Al₂O₃ sand with 60 seconds under 2.8 atmospheric pressure at 1 cm distance. Self-adhesive resin cements; Rely X Unicem (3M Espe; St Paul, MN, USA), Clearfil SA Cement (Kuraray Dental, Tokyo, Japan), G-Cem Automix (GC Corp., Tokyo, Japan) and resin modified glass ionomer cement Ketac Cem Plus (3M Espe; St Paul, MN, USA) were used for cementation. After the cementation procedure, 10 000 thermal cycles (5 and 55 ±2° C) were performed to randomized ten specimens for each tested groups. Then, shear bond strength test was applied to the specimens. Fractured surfaces were evaluated by stereomicroscope and SEM analysis (2 specimens for each tested groups). Two-way ANOVA and Independent t test were performed to determine differences between the groups.

The results of this study pointed out no thermal cycles applied groups of Clearfil SA, G-Cem Automix and Rely X Unicem had statistically and clinically higher shear bond strength compare to thermal cycles applied groups. Clearfil SA cement group with MDP (10-metacryloyloxydesyl dihydrogen phosphate) monomer showed highest shear bond strength among to no thermal cycles applied groups. G-Cem Automix cement group with 4-META (4-metacryloxyethyl trimellitate anhydride) monomer, Rely X Unicem cement group, and Ketac Cem Plus cement group followed respectfully. Clearfil SA cement group showed highest shear bond strength among to thermal cycles applied groups. Rely X Unicem, G-Cem Automix, and Ketac Cem Plus groups followed respectfully. After thermo-cycling process, the most decrease on shear bond strength percentage was Ketac Cem Plus cement group. Maximum difference was noted at the G-Cem Automix cement group. Shear bond strengths of Ketac Cem Plus cement groups were not statistically different before and after the thermal cycles. The thermal cycle process was statistically decreased the shear bond strengths of Clearfil SA, G-Cem Automix, and Rely X Unicem cement groups. Clearfil SA cement group presented better results than other self-adhesive cement groups and resin modified glass ionomer group due to MDP content.

As a result, self-adhesive resin cement could be preferred due to easier clinical procedures and applications. Clearfil SA cement which was highest shear bond strength cement group in this study could be recommended for clinicians. Sand blasted roughening surface preparation procedure on the ZrO₂ was improved bonding surfaces and that was confirmed by the SEM analysis.

Keywords: Resin modified glass ionomer cement, shear bond strength, self-adhesive resin cement, Y-TZP

KAYNAKLAR

- ABO-HAMAR SE, HILLER KA, JUNG H, FEDERLIN M, FRİEDL KH, SCHMALZ G (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*, **9**:161-7.
- AGUIAR FH, SANTOS AJ, FRANCA FM, PAULILLO LA, LOVADINO JR (2003). A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or nonthermocycled posterior tooth restorations. *Oper Dent*, **28**:793-9.
- AK L (2005). Zirkonyum ve hafniyum. Dental Laboratuar, Ekim-Kasım- Aralık 25-30
- AKALTAN F (2002). Yapıştırma simanları. *TDBD*, **71**: 58-63.
- AKGUNGOR G, SEN D, AYDIN M (2008). Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent*, **99**: 388–99.
- AKKUS E (2009). Farklı zirkonyum sistemlerinin farklı yüzey özellikleri varlığında farklı yapıştırma ajanları ile simantasyonu sonucunda meydana gelen bağlantı direncinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi; İstanbul.
- ALTAY N, AKÇA T (2002). İn vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi, *Hacettepe Dishekimligi Fakültesi Dergisi*, **26** (3-4 A): 32-38.
- ANDERSON JC, LEAVER KD, RAWLINGS RD, ALEXANDER JM (1990). Material Science, Chapman and Hall, London
- ANDREATTA FILHO OD, BOTTINO MA, NISHIOKA RS, VALANDRO LF AND LEITE FPP (2003). Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci*, **11**(1): 61-67.
- ANUSAVICE KJ (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis, Saunders, 655-719.
- ARDLIN BI (2002). Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, **18**: 590- 595.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A, HEITMANN T (1999). Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, **27**: 275-278.
- ATT W, GRIGORIADOU M, STRUB JR (2007). ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*, **34**: 282-290
- ATTIA A, KERN M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **92**: 551-6.

- BALDISSARA P, LLUKACEJ A, CIOCCA L, VALANDRO FL, SCOTTI R (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, **104**: 6-12.
- BARCLAY CW, BOYLE EL, WILLIAMS R, MARQUIS PM (2002). The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*, **29**(6): 546-52.
- BEGAZO CC, DE BOER HD, KLEVERLAAN CJ, VAN WAAS MAJ, FEILZER AJ (2004). Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater*, **20**: 901-907.
- BELLIS, ÖZER F, SANO H, PEREIRA P, TAGAMI J (1998). Kalan dentin kalınlığının black II slot kavitetlerde gerilim kuvvetleri karşısında bağlanma dayanımlarına etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **8**: 1-6.
- BESIMO CE, SPIELMANN HP, ROHNER HP (2001). Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, **4**: 243- 262.
- BLATZ MB, SADAN A, KERN M (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **89**(3): 268-74.
- BLATZ MB, SADAN A, MARTIN J (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, **91**: 356-362.
- 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**: 187-192.
- BLIXT M, ADAMCZAK E, LINDÉN LA, ODEN A, ARWIDSON K (2000). Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cement, *Int J Prosthodont*, **13**: 221-226.
- BOTTINO MA, VALANDRO LF, SCOTTI R, BUSO L. (2005). Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont*, **18**: 60-65.
- BRAGA RR, BALLESTER RY, DARONCH M (2000). Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspatic porcelain and bovine dentin, *Dent Mater*, **16**: 303-310.
- BRAGA RR, MEIRA JBC, BOARO LCC, XAVIER TA (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of 'macro' test methods. *Dent Mater*, **26**(2): 38-49.
- BURKE FJ, SHORTALL ACC, COMBE EC, AITCHISON TC (2002). Assessing restorative dental materials: 1. Testing methods and assesment of results. *Dent Update*, **29**:188-194.
- BURKE FJ, CRISP RJ, RICHTER B (2006). A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material. *Int Dent J*, **56**:142-146.

- CANPOLAT C (2001). Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki resin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. Doktora Tezi; İstanbul.
- CAPA N, AYKOR A, OZEL E, CALIKKOCAOGLU S, SOYMAN M (2010). Effect of Er:YAG Laser Irradiations on Shear Bond Strength of Three Self-Adhesive Resin Cements to Dentin. *Photomed. Laser Surg.* May 22.
- CARDOSO P, BRAGA R, CARRILHO M (1998). Evaluating of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dent Mater*, **14**: 394-398.
- CEBE MA, POLAT S, CEBE F, TUNÇDEMİR MT, İŞMAN E (2015). Bonding performance of two newly developed self-adhering materials between zirconium and dentin. *Niger J Clin Pract*, **18**(2): 221-226.
- CHANG JC, NGUYEN T, DUONG JH (1998). Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel, *J Prosthet Dent*, **79**: 503-507.
- CHANG JC, KOH SH, POWERS JM AND DUONG JH (2002). Tensile bond strengths of composites to a gold-palladium alloy after thermal cycling. *J Prosthet Dent*, **87**: 271-276.
- CHEVALIER J, DEVILLE S, MUNCH E, JULLIAN R, LAIR F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in %3 mol yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, **25**: 5539-5545
- CHEVALIER J (2006). What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials*, **27**: 535- 543
- CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M, TORRE JP, PEILLE CN (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, **23**: 45- 61.
- .CHRISTENSEN GJ (1998). Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *J Am Dent Assoc*, **129**: 239-241.
- COMLEKOĞLU ME, DUNDAR M, UZEL G, GUNGOR MA, OZPINAR B (2009). Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Yapıştırıcı Simanların Seramiğe Olan Bağ Dayanımı Üzerine Etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **33**(3): 14-22.
- COMLEKOGLU M, DUNDAR M, OZCAN M, GUNGOR M, GOKCE B, ARTUNC C (2009). Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Operative Dentistry*, **34**: 586-592.
- CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **98**(5): 389-404.
- COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G, ANDREASSI C, RICCI GA, PICONI C, MARMO E, BURGER W, CITTADINI A (1999). In vitro evaluation of mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic, *Biomaterials*, **20**: 371-376
- CRAIG RG, WARD ML (1997). Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book Inc., St. Louis.

- CRAIG RG, POWERS JM (2002.) Restorative Dental Materials. 11th Ed. Missouri: Mosby Chapter 3.9.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2004). Dental Materials Properties and Manipulation. 8th ed. CV Mosby Comp; **27**: 238, 247.
- CURTIS AR, WRIGHT AJ, FLEMING GJP (2005). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramics. *J. Dent*, **34**(3): 195-206
- 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): 963-71.
- DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*, **84**(2): 118-132.
- DE JAGER N, PALLAV P, FEILZER AJ (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, **21**(3): 242-251.
- DELLA BONA A, ANUSAVICE KJ, HOOD JAA (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, **15**: 248-253.
- DENRY I, KELLY JR (2008). State of the art of zirconia for dental application. *Dent Mater*, **24**(3): 299-307.
- DERAND P, DERAND T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, **13**: 131-135.
- DERAND P, DERAND T (2003). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics bonded to ceramic. *Dent Mater*, **19**: 693-9.
- DERAND T, MOLIN M AND KVAM K (2005). Bond strength of composite luting cements to zirconium oxide ceramics. *Dent Mater*, **21**: 1158-1162.
- DEVILLE S, CHEVALIER J, DAUVERGNE C, FANTOZZI G (2005). Microstructural investigation of the aging behaviour of (Y-TZP)-Al₂O₃ composites, *J Am Ceram Soc*, **88**: 1273-1280
- DIAZ-ARNOLD AM, VARGAS MA, HASELTON DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, **81**(2): 135-141.
- DIDIER D AND SPREAFICO R (1999). Adhesive metal free restorations, Quintessence Publishing Co; 192-197.
- DRUMMOND JL, KING TJ, BAPNA MS, KOPERSKI RD (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater*, **16**: 226-33.
- DUNN WJ, SODERHOLM KJ. (2001). Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. *Am J Dent*, **14**(5): 297-303.

- DUNN WJ, DAVIS JT, BUSH AC (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to ErYAG laser prepared dentin and enamel. *Dent. Mater*, **21**: 616-624.
- 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**: 425-30.
- EL-MOWAFY OM, RUBO MH AND EL-BRADLEY WA (1999). Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*, **24**: 38-44.
- EL ZOHAIRY AA, DE GEE AJ, HASSAN FM AND FEILZER AJ (2004). The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater*, **20**: 778-787.
- ERDEM A, AKAR GC, ERDEM A, KOSE T (2014). Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Operative Dentistry*, **39**: E118-27.
- ERGUN G, CEKIC I, LASSILA LV, VALLITTU PK (2006). Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotropic fiber-reinforced composite at the interface. *Acta Odontol Scand*, **64**: 293-299.
- 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**: 551-558.
- EVANS AG (1990). Perspective on the Development of High-Toughness Ceramics, *J Am Ceram Soc*, **73**(2): 187-206.
- FILSER F, KOCHER P, WEIBEL F, LUTHY H, SCHARER P, GAUCKLER LJ (2001). Reliability and of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, **4**: 89-106.
- FLEGLER SL, HECKMAN JW, KLOMPARENS KL (1993). Scanning and Transmission Electron Microscopy: An Introduction. Oxford Univ. Press.
- FRANKENBERGER R, SINDEL J, KREAMER N, PETSCHERT A (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: Direct composite resins versus ceramic inlays, *Oper Dent*, **24**: 147-155.
- GALE M, DARVELL B (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **27**: 89-99.
- GARCIA-GODOY F (2000). Resin-based composites and compomers in primary molars, *Dent Clin North Am*, **44**: 541-570.
- GARVIE RC, HANNINK RHJ, PASCOE RT (1975). Ceramic steel? *Nature (London)*; 258: 703-704.
- GARVIE RC, NICHOLSON PS (1972). Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc*, **55**: 303-305.

- GHAZY MH, MADINA MM, ABOUSHELIB MN (2012). Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent*, **14**: 161-166.
- GIANNETOPOULOS S, VAN NOORT R, TSITROU E (2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent*, **38**(12): 980-6.
- GIRAY Z, OZKURT Z, KAZAZOGLU E (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, **3**: 34-8.
- GIORDANO R (2002). CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, **51**(1): 12- 15.
- GLAUSER R, SAILER I, WOHLWEND A, STUDER S, SCHIBLI M, SCHÄRER P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, May-Jun; **17**(3): 285-90.
- GOFF JP, HAYES W, HULL S, HUTCHINGS MT, CLAUSEN KN (1999). Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures, *Phys Rev B*, **59**(22): 14202-14219
- GORACCI C, CURY AH, CANTORO A, PAPACCHINI F, TAY FR, FERRARI M (2006). Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*, **8**: 327-335
- GROSS LC, GRIFFEN AL, CASAMASSIMO PS (2001). Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent*, **23**: 24-27.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, SWAIN MV, IRONSIDE J (2002). Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, *Int J Prosthodont*, **15**: 339-346.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, **20**: 449- 456.
- 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.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, QUACH L, SWAIN MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, **21**: 454-463.
- GUAZZATO M, QUACH L, ALBAKRY M, SWAIN MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, **33**: 9-18.
- GUO KW, WENG WM, ZHANG BW (2012). Evaluation of bond strength of three resin cements on CAD/CAM ceramic-dentin. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, **21**: 20-23.

- HAMZA TA, EZZAT HA, EL-HOSSARY MM, KATAMISH HA, SHOKRY TE, ROSENSTIEL SF (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, **109**: 83-87.
- HIKITA K, MEERBEEK BV, MUNCK J, IKEDA T, LANDUYT KV, MIADA T, LAMBRECHTS P, PEUMANS M (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, **23**:71-80.
- HOLDEREGGER C, SAILER I, SCHUHMACHER C, SCHLAPFER R, HAMMERLE C, FISCHER J (2008). Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater*, **24**: 944-50.
- HOOSHMAND T, VAN NOORT R, KESHVAD A (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface, *Dent Mater*, **18**: 179-188.
- KELLY JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am*, **48**: 513-530.
- KELLY JR, DENRY I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview, *Dent Mater*, **24**(3): 289-298
- KERN M, THOMPSON VP (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*, **73**: 240-249.
- KERN M, WEGNER SM (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, **14**: 64-71
- KERN M (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*. **23**: 1097-111.
- KITASAKO Y, BURROW MF, KATAHIRA N, NIKAIDO T, TAGAMI J (2001). Shear bond strength of resin cements to dentine over 3 years in vitro, *J Dent*, **29**: 139-144.
- KITAYAMA S, NIKAIDO T, TAKAHASHI R, ZHU L, IKEDA M, FOXTON RM, SADR A, TAGAMI T(2010). Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, **10**: 25-32.
- KOCAK A, TURKER BŞ (2006). Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, **16**(1): 41-5.
- 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, DAKSKOBLER A, OBLAK C, JEVNIKAR P (2007). The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *Int J Ceram Technol*, **4**(2): 164-174
- KOSMAC T, OBLAK C, MARION L (2008). The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Euro Ceram Soc*, **28**: 1085-1090

- KOROGLU A, EKREN O, KURTOGLU C (2012). Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **22**: 205-16
- KUSSANO CM, BONFANTE G, BATISTA JG, PINTO JHN (2003) Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment, *Braz Dent J*, **14**: 132-135.
- LADHA K, VERMA M (2010). Conventional and Contemporary Luting Cement: an Overview. *J Indian Prosthodont Soc*, **10**(2): 79-88.
- LIBBY G, ARCURI MR, LA VELLE WE, HEL L (1997). Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, **78**: 127-131.
- LIN JD, DUH JG (2002). Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys*, **78**: 253- 261.
- LIN J, SHINYA A, GOMI H, SHINYA A (2010). Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dent Mater*, **29**: 425-432
- LU YC, TSENG H, SHIH YH AND LEE SY (2001). Effects of surface treatments on bond strength of glass infiltrated ceramic. *J Oral Rehabili*, **28**: 805-813.
- LUCENA-MARTIN C, GONZALEZ-RODRIGUEZ MP, FERRER- LUQUE CM, ROBLES-GIJON V, NAVAJAS JM (2001) . Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentin adhesive systems. *Oper Dent*, **26**: 550-5.
- LUTHARDT RG, HOLZHUTER MS, RUDOLPH H, HEROLD V, WALTER MH (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater, Sep*; **20**(7):655- 662.
- LUHRS AK, GUHR S, SCHILKE R, BORCHERS L, GEURTSSEN W, GUNAY H (2008). Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent*, **33**: 155-62.
- LUHRS AK, GUHR S, GUNAY H, GEURTSSEN W (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig*, **14**: 193-199
- LUTHY H, LOEFFEL O, HAMMERLE CHF (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, **22**: 195- 200.
- MADANI M, CHU FCS, MCDONALD AV, SMALES RJ (2000). Effects of surface treatments on shear bond strength between a resin cement an alumina core, *J Prosthet Dent*, **83**: 644-647.
- MANICONE PF, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*, **35**: 819-826.
- MANSO AP, SILVA NRFA, BONFANTE EA, PEGORARO TA, DIAS RA, CARVALHO RM. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am*, **55**: 311-332.

- MATINLINNA JP, LASSILA LVJ, OZCAN M, YLI-URPO A, VALLITTU P (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, **17**: 155–64.
- MCLEAN JW, JEANSONNE EE, CHICHE G, PINAULT A (1994). All-Ceramic Crowns and Foil Crowns. *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontic Chapter 5*.
- MCLEAN JW, ODONT D (2001). Evaluation of dental ceramics in the twentieth century, *J Prosthet Dent*, **85**: 61-65.
- MCNEILL C (1997). Fundamental occlusal therapy considerations science and practice of occlusion, Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.
- MEYENBERG KH, LUTHY H, SCHARER P (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*, **7**: 73- 80.
- MITCHELL CA, ORR JF (1998). Comparison of conventional and resin-modified glass-ionomer luting cements in the retention of post-crowns by fatigue loading. *J Oral Rehabil*, **25**(6): 472-8.
- MOON HJ, LEE YK, LIM BS, KIM CW (2004). Effect of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *J Oral Rehabil*, **31**(3): 258-264.
- MOUNT GJ (1999). Glass-Ionomers: A review of their current status. *Oper Dent*, **24**: 115-124.
- NAKAMURA S, YOSHIDA K, KAMADA K AND ATSUTA M (2004) Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent, *J Oral Rehabil*, **31**: 785 789.
- NAKAMURA T, WAKABAYASHI K, KINUTA S, NISHIDA H, MIYAMAE M, YATANI H (2010). Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res*, **54**: 59-64
- NALCACI A, SALBAS M (2005). Self-etch adezivin tek kat veya çok kat uygulamasının makaslama direnci üzerine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, **32**: 19-23.
- NAYIR E (1999). Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. 7. Baskı.
- NICKHOLSON JW (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, **19**(6): 485-494.
- 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 Invest*, **13**: 229–35.
- O'BRIEN WJ (1989). *Dental Materials, properties and selection*. Quintessence Publishing Co.
- O'BRIEN WJ (2002). *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Canada, Quintessence Publishing Co.

- O'BREIN WJ (2007). *Dental Materials And Their Selection* 4th edition. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc, Chapter 15, pg: 212-229.
- OGUNYINKA A (2000). The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces, *J Oral Rehabil*, **27**: 394-402.
- OWENS BM, JOHNSON WW (2006). Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Oper Dent*, **31**: 481-8.
- OYAGUE CR, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. (2008). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, **25**(2): 172-9
- OYAGUE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R (2009). Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*, **25**(3): 392-9.
- OZTURK N, AYKENT F (2003). Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system, *J Prosthet Dent*, **89**: 275-281.
- OZKURT Z, KAZAZOGLU E, UNAL A (2010). In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater*, **29**: 138-146.
- OZCAN M. (2006). A practical method for chairside repair of debonded porcelain denture teeth. *J Prosthodont*, **15**(1): 47-50.
- OZCAN M, KERKDIJK S, VALANDRO L (2008). Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig*, **12**: 279-82.
- PALACIOS RP, JOHNSON GH, PHILLIPS KM, RAIGRODSKI AJ (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*, **96**(2): 104-14.
- PASHLEY DH, CIUCCHI B, SANO H, CARVALHO RM, RUSSELL CM (1995). Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol*, **40**(12): 1109-18.
- PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO RM (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, **11**: 117-125.
- PEKPERDAHCI T, TURKOZ Y, OZAN O, SEKER E (2012). The effects of different adhesive agents on the shear bond strength of a self adhesive resin cement. *J Appl Biomater Function Mater*, **10**(2) : 149-156.
- PERDIGAO J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am*, **51**: 333-357.
- PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, **28**: 163-177.

- PEUMANS M, MUNCK J, FIEUWS S, LAMBRECHTS PC, VANHERLE G, VAN MEERBECK B (2004). A Prospective Ten-year Clinical Trial of Porcelain Veneers, *J Adhes Dent*, **6**: 65-76.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*, **20**: 1- 25.
- PIWOWARCZYK A, LAUER HC (2003). Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent*, **28**: 535-542.
- PIWOWARCZYK A, LAUSER HC AND SORENSEN JA (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, **30** (3):382-388.
- PIWOWARCZYK A, OTTL P, LAUER HC, KURETZKY T (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Jf Prosthodont*, **14**: 39-45.
- PIWOWARCZYK A, BENDER R, OTTL P, LAUER HC (2007). Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater*, **23**: 211-7.
- POLAT S, CEBE F, TUNCDEMIR A, OZTURK C, USUMEZ A (2015). Evaluation of the bond strength between aged composite cores and luting agent. *J Adv Prosthodont*, **7**(2): 108-14.
- PRICE RB, DOYLE G, MURPHY D (2000). Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc*, **66**: 35-9.
- QUAASA AC, YANG B, KERNB M (2007). Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater*, **23**(4): 506–512
- RADOVIC I, MONTICELLI F, GORACCI C, VULICEVIC ZR, FERRARI M (2008). Self adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*, **10**: 251-8.
- RAIGRODSKI AJ, CHICHE GJ (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **86**: 520- 525.
- RAIGRODSKI AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *J Prosthet Dent*, **92**: 557-562.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, CRISPIN BJ (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent*, **80**(3): 280-301
- RUSE D (1999). What is a “compomer”? *J Can Dent Assoc*, **65**: 500-504.
- SANTOS GC, EL-MOWAFY O, RUBO JH, SANTOS MJMC (2004). Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, *J Can Dent Assoc*, **70**: 323-328.

- SARR M, MINE A, DE MUNCK J, CARDOSO MV, KANE AW, VREVEN J, VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT KL (2010). Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clin Oral Investig*, **14**: 569-577
- SAYGILI G, SAHMALI S (2003). Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials, *J Oral Rehabil*, **30**: 758-764.
- SCARANO A, DI CARLO F, QUARANATA M, PIATTELLI A (2003). Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol*, **29**: 8- 12.
- SENYILMAZ P, CIFTCI Y, CANAY S, SIRANLI A (2004). Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dental Dis Hek Derg*, **6**(2): 32-37.
- SENYILMAZ DP, PALIN WM, SHORTALL AC, BURKE FJ (2007). The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent*, **32**: 623-30.
- SHIMADA Y, YAMAGUCHI S, TAGAMI J (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics, *Dent Mater*, **18**: 380-388.
- SHIN YJ, SHIN Y, YI YA, KIM J, LEE IB, CHO BH (2014). Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. Scanning 2014 Mar 27 (in press).
- SHOR A, NICHOLLS JI, PHILLIPS KM, LIBMAN WJ (2003). Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD Class II cavity preparations. *Int J Prosthodont*, **16**(1): 64-69.
- SUMMITT JB, ROBBINS JW, SCHWARTZ RS (2001). Fundamentals of Operative Dentistry, 2nd Edition. Quintessence Books.
- SUTTOR D, BUNKE K, HOESCHELER S, HAUPTMANN H, HERTLEIN G (2001). LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, **4**: 195- 206.
- TANUMIHARJA M, BURROW MF, TYAS MJ. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, **16**: 180-187.
- TIAN T, TSOI JK, MATINLINNA JP, BURROW MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*, **30**: e147-162.
- TOMAN M, CAL E, TURKUN M, ERTUGRUL F (2008). Bond strength of glass ceramics on the fluorosed enamel surfaces. *J Dent*, **36**: 281-286.
- TOSUN T (2007). Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. http://www.tavsiyeediyorum.com/makale_224.htm. 25. 11. 2015.
- TSALOUCHOU E, CATTELL MJ, KNOWLES JC, PITTAYACHAWAN P, MCDONALD A (2008). Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, **24**: 308-318.

- TYAS MJ (2000). Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract), *Oper Dent*, **25**: 152-154.
- TYAS MJ (2006). Clinical evaluation of glass ionomer cement restorations. *J Appl Oral Sci*, **14**: 10-13.
- ULUDAMAR A, AYGUN S, OZKAN Y (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Univ Diş Hek Fak*, **21**(2): 150-62.
- ULKER M, OZCAN M, SENGUN A, OZER F, BELLI S (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **93**(1): 175-184.
- UO M, SJOGREN G, SUNDH A, WATARI F, BERGMAN M, LERNER U (2003). Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. *Dent Mater*, **19**: 487-92.
- USUMEZ A (2001). Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.
- USUMEZ A, INAN O, AYKENT F (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **71**: 196- 200.
- VALANDRO LF, OZCAN M, BOTTINO MA, BOTTINA MC, SCOTTI R, DELLA BONA A (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent*, **8**: 175-81.
- VIOTTI R G, KASAZ A, PENA CE, ALEXANDRE RS, ARRAIS CA, REIS AF (2009). Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*, **102**: 306-312
- VULT VON STEYERN P, CARLSON P, NILNER K (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, **32**: 180-187.
- WANG B (1997). Some special characteristics of stress-induced martensitic transformations predicted by a statistical model, *Acta Mater*, **45**(4): 1551-1556
- WEGNER SM, KERN M (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, **2**: 139-47.
- WHITE SN, MIKLUS VG, MCLAREN EA, LAN LA, CAPUTO AA (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, **94**(2): 125-131.
- 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**: 45-50.

- YAMAZAKI PCV, BEDRAN-RUSSO AKB, PEREIRA PNR, SWIFT JR EJ (2006). Microleakage evaluation of a new lowshrinkage composite restorative material. *Oper Dent*, **31**: 670-676.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, BAVBEK B, KURT E (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *GU Dishek Fak Derg*, **22**(1) : 41-48.
- YILDIRIM G, TURKUN S, BOYACIOGLU H (2014). Fiber post simantasyonunda kullanılan self-adeziv rezin simanların mikrosızıntılarının karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **24**(2): 191-198.
- YOSHIDA K, YAMASHITA M, ATSUTA M (2004). Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent*, **17**: 249-52.
- YONDEM I (2006). Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.
- YUCEL MT (2005). Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.
- YUKSEL E, ZAIMOGLU A (2011). Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazilian Oral Research*, **25**: 261-266.
- ZAIMOGLU A, CAN G (2004). Sabit Protezler. Ankara: Ank. Üni. Basımevi; Bölüm 16
- ZAIMOGLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniv. Basımevi; 461.
- ZHANG Y, LAWN BR, REKOW ED, THOMPSON VP (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramcis. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **15**: 381-386.
- ZORTUK M, KILIC K, BOLPACA P, AKDOGAN G, KESIM B (2008). Üç farklı rezin esaslı simanla dentine simante edilen vita celay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dirençleri. *SÜ Dişhek Fak Derg*, **17**: 93-97.
- ZORTURK M, YAGCI F, KILINC I (2008). Üç farklı siman ajanının turkom ceratm tam seramik kronların vertikal kırılma direnci üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **18**(2): 47-52.
- ØILO G (1993). Bond strength testing-what does it mean?, *Int Dent J*, **43**: 492- 498.
- ØILO M, GJERDET NR, TVINNEREIM HM (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, **24**: 471-475.

ÖZGEÇMİŞ

I-Bireysel Bilgiler

Adı: Ömer

Soyadı: Ertuğ

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara/ 10.09.1984

Uyruğu: T.C

Medeni Durumu: Evli

Askerlik Durumu: Yapmış

İletişim Adresi: Hürriyet Mh. Necip Fazıl Kısakürek Cd. Kürüm Konakları A Blok

D:8 Süleymanpaşa / TEKİRDAĞ

II-Eğitim

2007-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı Doktora

2002-2007 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1998-2002 Milli Piyango Anadolu Lisesi (Çanakkale)

1995-1998 Mustafa Kemal Ortaokulu (Çanakkale)

1991-1995 Barboros Hayrettin Paşa İlkokulu (Çanakkale)

Yabancı Dil: İngilizce

III-Ünvanlar

2007-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı'nda Doktora Öğrenciliği

2010-2016 Tekirdağ Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde Diş Hekimi

IV-Mesleki Deneyim

2007-2010 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı

2010-2014 Tekirdağ Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi

2014-2016 Tekirdağ Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi

