

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SERAMİK VE SERAMİK BENZERİ MATERYALLERİN
TİTANYUMLA ADEZYONUNDA REZİN SİMANIN VE YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Berkcan TUNCER

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2017**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SERAMİK VE SERAMİK BENZERİ MATERYALLERİN
TİTANYUMLA ADEZYONUNDA REZİN SİMANIN VE YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Berkcan TUNCER

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI**

**ANKARA
2017**

ONAY SAYFASI

**Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Titanyumla Adhezyonunda Rezin
Simanın ve Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi**
Dt. Berkcan TUNCER

Bu çalışma 12.01.2017 tarihinde jürimiz tarafından "Protez Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof.Dr. Nesrin ANIL
H.Ü.Dış Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI
H.Ü.Dış Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.

Üye: Prof. Dr. Şenay CANAY
H.Ü.Dış Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.

Üye: Prof. Dr. Cemal AYDIN
G.Ü.Dış Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.

Üye: Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU
A.Ü.Dış Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.

(imza)

(imza)

(imza)

(imza)

(imza)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla onaylanmıştır.

(imza) 

Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır. Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

x Tezimin/Raporumun 1/1/2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

12 /01/2017

Berkcan TUNCER



ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Berkcan TUNCER



TEŞEKKÜR

Danışman hocam olduğu için kendimi şanslı addettiğim, dostluğu ve abiliğiyle hem mesleğime hem hayatıma dokunuşu bir danışman hocanın çok ötesinde olan, her alandaki bilgisini sonuna kadar paylaşan, her zaman yol gösterici olan ve vizyonumu genişleten değerli hocam, Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtarogulları'na içtenlikle teşekkür ederim.

Doktora mülakat sınavıma girdiğim andan bu güzel bölümde geçirdiğim son güne kadar sürekli yanımda olan, konu ne olursa olsun her an kapısını çalabildiğim ve elinden gelen tüm yardımı seferber eden Sayın Prof. Dr. Şenay Canay'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Öğrencisi olarak kendisini dinleme şansı bulduğum ilk andan itibaren kendisine büyük saygı duyduğum, kişiliği ve mesleğindeki kalitesiyle bu bölümü istememde büyük rolü olan Sayın Prof. Dr. Hakan Terzioğlu'na çok teşekkür ederim.

Çalışma ortamımızı tüm Protetik Diş Tedavisi ailesi bireyleri için huzurlu kılmak adına elinden geleni yapan bölüm başkanımız Sayın Prof. Dr. Nesrin Anıl'a teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan tüm H. Ü. Protetik Diş Tedavisi A.D. öğretim üyesi hocalarıma teşekkür ederim.

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, en yoğun anında bile bana vakit ayıran, içinden çıkamayacağımı düşündüğüm anlarda yol gösteren, moral veren Sayın Yrd. Doç. Dr. Güliz Aktaş'a çok teşekkür ederim.

Aynı ortamda çalışma fırsatını bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına teşekkür ederim.

Tez çalışmamdaki örneklerin hazırlanması sırasında verdiği teknik destek için Murat Özmel Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı'nın tüm çalışanlarına ve Sayın Murat Özmel'e teşekkür ederim.

Gösterdikleri sınırsız destek, koşulsuz sevgi ve anlayış için değerli annem Neşe Atalay, babam Münüp Tuncer, anneannem Lerzan Atalay ve kardeşim Özdecan Tuncer'e,

Kelimelerin anlatamayacağı, sayfaların almayacağı sayısız şey için, varlığı için, hayatı daha güzel kıldığı için Dt. Pelin Yurtcu'ya (soon to be Tuncer ☺),

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

Tuncer B, Seramik Ve Seramik Benzeri Materyallerin Titanyumla Adezyonunda Rezin Simanın Ve Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2017. Hibrit dayanaklar sadece iki parçalı kişisel dayanak kullanılmasına değil, aynı zamanda tam seramik materyallerden tam anatomik restorasyonlar üretilip, ağız dışında titanyuma simante edilip kullanılmasına da olanak sağlar. Ancak; farklı tam seramik materyallerin Grade V titanyuma (Ti6Al4V) bağlanma dayanıklılığı ve ideal bağlanma prosedürü bilinmemektedir. Bu laboratuvar çalışmasının amacı; Grade V titanyum ile üç farklı tam seramik materyal arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına farklı rezin simanların ve tribokimyasal kaplamanın etkisinin incelenmesidir. Titanyum barlardan 12x12x15 mm boyutlarında toplamda 120 adet Ti6Al4V örnek bir CNC makinası kullanılarak üretildi. Örnekler 12 adet alt gruba ayrıldı (n=10). Titanyum örneklerden 60 tanesinin simantasyon yüzeyleri CoJet kumuyla tribokimyasal olarak kaplandı. Hem titanyum hem de tam seramik örneklerin simantasyon yüzeylerine bir “universal primer” uygulandı (Monobond Plus). İki farklı rezin siman kullanılarak (Panavia 21 ve Multilink Hybrid Abutment) üç farklı tam seramikten (IPS e.maxCAD, VITA Suprinity ve VITA Enamic) üretilmiş diskler (5mm çap) titanyum örneklere yapıştırıldı. Simantasyonu takiben tüm örnekler 5000 kez ısıl döngüye (5-55°C) tabi tutuldu. Örnekler piston hızı 1mm/dk olacak şekilde universal test cihazı kullanılarak makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulandı. Başarısızlık tiplerinin belirlenebilmesi ve tribokimyasal kaplamanın titanyum yüzeyindeki etkisinin incelenmesi için taramalı elektron mikroskobu kullanıldı. Verilere 0,05’lik güven aralığında tek yönlü varyans analizi testi, alt gruplar arası farklılıkların incelenmesi için ise Post Hoc Duncan testi yapıldı. Ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri alt gruplarda 15,07±2,00 MPa ile 29,11±6,23 MPa arasında değişti. Kullanılan tam seramik ve rezin simandan bağımsız olarak, titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri elde edildi. Tribokimyasal kaplama ve rezin simandan bağımsız olarak, seramikler arasında IPS e.maxCAD en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri gösterirken VITA Enamic en düşük değerleri gösterdi. Tribokimyasal kaplama ve tam seramik tipinden bağımsız olarak, rezin simanlar arasında Multilink Hybrid Abutment, Panavia 21’den daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Adhezyon, Titanyum, Tam Seramik, Seramik Benzeri Materyal, Yüzey Pürüzlendirmesi

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.K.B. Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2016-11384)

ABSTRACT

Tuncer B, The Effect Of Surface Treatments And Resin Cement On The Adhesion Of Ceramic And Ceramic-like Materials To Titanium, Hacettepe University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2017. Hybrid abutments not only allow using two-piece customized abutments but also fabricating monoblock all-ceramic restorations directly cemented on titanium bases extraorally. However, optimal bonding procedure and bonding strength of different all-ceramics to Grade V titanium (Ti6Al4V) is unknown. The purpose of this in-vitro study was to evaluate the effect of tribochemical coating and different resin cements on shear bond strength between Grade V titanium and three all ceramic material cemented. A total of 120 Ti6Al4V specimens were milled (12x12x15 mm) using Computer Numerical Control (CNC) machine from titanium bar. Specimens were divided into 12 subgroups (n=10). Cementation surfaces of the 60 titanium specimens were tribochemically coated using Cojet sand. Both titanium and all-ceramic specimens' cementation surfaces were treated with a universal primer (Monobond Plus). Three (IPS e.maxCAD, VITA Suprinity and VITA Enamic) all-ceramic discs (5 mm diameter) were cemented to titanium using two different resin cements; Panavia 21 and Multilink Hybrid Abutment. After cementation, all specimens were subjected to 5000 cycles of thermal aging (5–55°C). Shear bond strength test was conducted using a universal testing machine with a crosshead speed of 1 mm/min. Scanning electron microscope was used to determine the mode of failure and the effect of tribochemical coating on the titanium. Data were analyzed with one-way ANOVA and the differences among subgroups were evaluated with Post Hoc Duncan tests with a significance level of 0,05. The mean shear bond strength values ranged from 15,07±2,00 MPa to 29,11±6,23 MPa among groups. Statistically significant higher shear bond strength values were acquired when the titanium surface is tribochemically coated independent from all-ceramic and resin cement. IPS e.maxCAD showed the highest shear bond strength values while VITA Enamic showed the lowest independent from tribochemical coating and resin cement. Multilink Hybrid Abutment showed higher shear bond strength values than Panavia 21 independent from tribochemical coating and all-ceramic material.

Keywords: Adhesion, Titanium, All Ceramic, Ceramic Like Material, Surface Roughening

Supported by H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2016-11384)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması	5
2.2.1. Cam Matriksli Seramikler	6
2.2.2. Polikristalin Seramikler	9
2.2.3. Rezin-Matriks Seramikler	12
2.3. CAD/CAM Sistemleri	15
2.3.1. CAD/CAM Bileşenleri	16
2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması	16
2.4. Adeziv Sistemler	17
2.4.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler	17
2.4.2. Kendinden Asitli Adeziv Sistemler	18
2.5. Rezin Simanlar	19
2.5.1. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar	20
2.5.2. Hem Kimyasal Hem Işıklı Sertleşen Rezin Simanlar	21
2.5.3. Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar	21
2.6. Dental İmplantlar	22

2.6.1. Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan İmplant Dayanakları	23
2.7. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi	26
2.8. Termalsiklus (Isıl Döngü)	28
2.9. Bağlanma Dayanıklılığını Ölçmede Kullanılan Test Yöntemleri	29
2.9.1. Çekme (<i>Tensile</i>) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	29
2.9.2. Mikroçekme (<i>Microtensile</i>) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	29
2.9.3. 3-4 Nokta Eğme Testleri	30
2.9.4. Makaslama (<i>Shear</i>) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	30
2.9.5. Mikromakaslama (<i>Microshear</i>) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	30
2.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (<i>SEM</i>)	31
2.11. Enerji Ayrımlı X-Işını Analizi (<i>EDAX</i>)	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	32
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması	32
3.2. Titanyum Örneklerin Hazırlanması	34
3.3. Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması	36
3.4. Titanyum Örneklerle Tribokimyasal Kaplama Uygulanması	43
3.5. Seramik ve Titanyum Örneklerin Simantasyon İçin Hazırlanması	45
3.6. Seramik ve Titanyum Örneklerin Simantasyonu	47
3.7. Isıl Döngü	50
3.8. Makaslama (<i>Shear</i>) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	50
3.9. <i>SEM</i> (Taramalı Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi	52
3.10. İstatistiksel Analiz	52
4. BULGULAR	53
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı	53
4.2. SEM İncelemesi ve Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi	63
5. TARTIŞMA	68
6. SONUÇLAR	80
7. KAYNAKLAR	81
8. ÖZGEÇMİŞ	93

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
B₂O₃	: Borik oksit
bis-GMA	: Bisglidil metakrilat
CAD	: (<i>Computer Aided Design</i>) Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: (<i>Computer Aided Manufacturing</i>) Bilgisayar destekli üretim
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO₂	: Seryum oksit, serik dioksit
diğ.	: Diğerleri
EDAX	: Enerji ayrımlı X-ışını analizi
FSZ	: Tam stabilize zirkonya
GPa	: Gigapaskal
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
HT	: (<i>High translucent</i>) yüksek seviye ışık geçirgenlik
ISO	: (<i>International Organization for Standardization</i>) Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
K₂Al₂Si₆O₁₆	: Potasyum aluminosilikat
K₂O	: Potasyum oksit
La₂O₃	: Lanthanum oksit
Li₂O	: Lityum oksit
Li₂O₃Si	: Lityum silikat
Li₂Si₂O₅	: Lityum disilikat
MDP	: Metakriloksidil dihidrojen fosfat
MgAl₂O₄	: Magnezyum alüminyum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre bölü dakika
mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal

N	: Newton
Na₂O	: Sodyum oksit
°	: Derece
°C	: Santigrat derece
PSZ	: Kısmi stabilize zirkonya
SEM	: Taramalı elektron mikroskopi
SiO₂	: Silikon dioksit
T	: (<i>Translucent</i>) ışık geçirgenlik
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
TiO₂	: Titanyum dioksit
TZP	: Tetragonal zirkonya poliskristali
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Y₂O₃	: İtiryum oksit
Y-TZP	: İtiryumla stabilize zirkonya
ZnO	: Çinko oksit
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Cojet ile tribokimyasal kaplama (Silika kaplı Al_2O_3 tanecik, yüzeye çarpışı ve silikanın yüzeyde silikatizasyonu sağlaması) (149)	28
Şekil 3.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Materyalin Özellikleri	35
Şekil 3.2. Titanyum Örneklerin Polisajlı Yüzeyleri.....	36
Şekil 3.3. Dental Wings 7 CAD Sisteminde Tasarlanmış Silindir Şeklindeki Seramik	37
Şekil 3.4. Yenadent D30 Cihazında Silindir Bloğun Kazınması	37
Şekil 3.5. Silindir Blok ve Yapıştırıldığı Metal Tutucu	38
Şekil 3.6. Silindir Blok Ve Akril Tepimi İçin Elde Edilen Negatif Kopya	38
Şekil 3.7. 3mm Kalınlıkta Kesitler Elde Etmek Üzere Hazırlanmış, Akrille Desteklenen Silindir Bloklar. A, Ips E.Maxcad; B, Vita Suprinity; C, Vita Enamic	39
Şekil 3.8. Kesitlere ayrılmış IPS e.maxCAD örnekler.....	40
Şekil 3.9. Metkon Gripo 2V polisaj cihazı.....	40
Şekil 3.10. Tam seramik örneklerin polisajlanmış yüzeyleri. A, IPS e.maxCAD; B, VITA Suprinity; C, VITA Enamic.....	41
Şekil 3.11. IPS e.maxCAD seramik örneklerin kristalizasyon fırınlanması	42
Şekil 3.12. VITA Suprinity seramik örneklerin kristalizasyon fırınlanması	43
Şekil 3.13. Titanyum örneklerin polisajlı yüzeylerine Cojet uygulanması.....	44
Şekil 3.14. Tribokimyasal kaplama uygulanmış ve uygulanmamış titanyum örnekler	44
Şekil 3.15. Seramik kalınlıklarının dijital kalınlık ölçer yardımı ile ölçülmesi	45
Şekil 3.16. Simantasyon öncesi seramik örneklere uygulanan hidroflorik asit	46
Şekil 3.17. Seramik örneklere hidroflorik asit uygulanması.....	46
Şekil 3.18. Seramik örneklere Monobond Plus uygulanması	47
Şekil 3.19. Titanyum örneklere Monobond Plus uygulanması	47
Şekil 3.20. Simantasyon yüzeylerine rezin siman uygulanması	48
Şekil 3.21. Örneklerin parmak basıncıyla sabitlenmesi	48
Şekil 3.22. Fazla siman uzaklaştırıldıktan sonra Oxyguard II uygulaması.....	49
Şekil 3.23. Örneklerin ışıkla polimerizasyon cihazına yerleştirilmesi.....	49
Şekil 3.24. Otomatik ısı döngü cihazı.....	50

Şekil 3.25. Üniwersal test cihazı.....	51
Şekil 3.26. Örneklerin üniwersal test cihazına sabitlenmesi.....	51
Şekil 4.1 Test gruplarının makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri (MPa).....	55
Şekil 4.2. Yüzeilerine tribokimyasal kaplama yapılan ve yapılmayan titanyum örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları.....	56
Şekil 4.3. Siman tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları.....	57
Şekil 4.4. Seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları.....	59
Şekil 4.5. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 1 (IPS e.maxCAD, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 2 (IPS e.maxCAD, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)	63
Şekil 4.6. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 3 (IPS e.maxCAD, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 4 (IPS e.maxCAD, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)	64
Şekil 4.7. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 5 (VITA Suprinity, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 6 (VITA Suprinity, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)	64
Şekil 4.8. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 7 (VITA Suprinity, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 8 (VITA Suprinity, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)	65
Şekil 4.9. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 9 (VITA Enamic, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 10 (VITA Enamic, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)	65
Şekil 4.10. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 11 (VITA Enamic, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 12 (VITA Enamic, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)	66
Şekil 4.11. Simantasyonda kullanılmamış titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Tribokimyasal kaplama yapılmış örnek; B, Tribokimyasal kaplama yapılmamış örnek	66
Şekil 4.12. Simantasyonda kullanılmamış titanyum örneklerin EDAX ile elemental incelemesinde SiO ₂ dağılımı (Mavi noktaların yoğunlaştığı alanlar SiO ₂ tespit edilen	

yerleri göstermektedir). A, Tribokimyasal kaplama yapılmış örnek; B, Tribokimyasal kaplama yapılmamış örnek 67

TABLolar

Tablo	Sayfa
Tablo 3.1. Tam Seramik Materyaller Ve Üretici Firmaları	33
Tablo 3.2. Rezin Simanlar Ve Üretici Firmaları	33
Tablo 3.3. Deney Grupları	34
Tablo 4.1 Test Gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)	53
Tablo 4.2. Test Gruplarının Post Hoc Duncan Testi Sonuçları.....	54
Tablo 4.3. Kullanılan Seramik Tiplerinin Tek Yönlü Varyans Analizine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa).....	57
Tablo 4.4. Seramik Tiplerinin Post Hoc Duncan Testi Sonuçları.....	58
Tablo 4.5. 2x2x3 Faktöriyel ANOVA Testi Sonuçları	59
Tablo 4.6. 2x2x3 Faktöriyel ANOVA Testi Tanımlayıcı İstatistikleri	61

1. GİRİŞ

Günümüz modern diş hekimliğinde; diş eksikliklerinin tedavisinde, implant destekli sabit protezler sıklıkla kullanılmakta, hatta bir çok klinik durumda altın standart olarak kabul görmektedirler (1). Yapılacak restorasyonda; implant üzerinde kullanılacak dayanak tipi ve protezin üretileceği malzeme açısından çok sayıda seçenek bulunmaktadır (2).

Metal destekli porselen restorasyonlar uzun yıllardır diş hekimliğinde güvenle kullanılıyor olsa da artan estetik beklentiler, metal desteksiz tam seramikler alanındaki gelişmeler ve her geçen gün üstün mekanik/estetik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesi, klinisyenleri bu yeni materyallerin kullanımına teşvik etmektedir (2-4).

İmplant dayanakları prefabrike olabildiği gibi CAD/CAM sistemi ile kişisel olarak da üretilebilmektedir. Prefabrike dayanaklar firmanın kendisi tarafından üretildiği için implant ile uyumları daha iyi olmaktadır. Bu durum ise; uzun dönem klinik başarıyı ve olası komplikasyonların önlenmesini sağlamak açısından daha güvenilirdir (5). CAD/CAM sistemi ile tam seramik materyallerden üretilebilen dayanakların ise titanyum prefabrike dayanıklara göre estetik avantajı olduğu gibi mekanik dezavantajları olduğu da bilinmektedir (6, 7).

Son yıllarda; tam seramik materyallerden üretilen dayanakların estetik avantajlarını, prefabrike titanyum dayanakların üstün uyumu ve mekanik özellikleri ile birleştirebilmek için bazı firmalar iki parçalı (hibrit) titanyum dayanaklar üretmeye başlamıştır (8). Bu sistemde; dayanağın implantla temas alanı titanyumdan prefabrike olarak üretilirken, geri kalan kısım tam seramik materyalden CAD/CAM sistemi ile üretilmektedir. Prefabrike birincil titanyum dayanak ve üretilen tam seramik parça ise laboratuvar ortamında birbirlerine yapıştırılmaktadır (9). Bu sayede, ağız içi yapıştırma sırasında temizlenemeyen artık simanın yol açacağı olası peri-implantitis riski de elimine edilmektedir (10).

Birincil titanyum materyal üzerine, tam seramikten kişisel bir dayanak üretilip bu dayanak üzerine restorasyon yapılabilceği gibi, direkt olarak tam anatomik seramik restorasyon da üretilebilmektedir (11). Seçilecek tam seramik materyalin ise güncel, yapısal olarak güçlendirilmiş materyallerden seçilmesi, hem çiğneme

kuvvetinin yüksek olduğu bölgelerde materyalin kırılma riskini azaltacak hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır.

Piyasadaki yeni tam seramik materyalleri ve bunların mekanik dayanıklılık ve rezin simanlarla bağlanmasını değerlendiren kısıtlı sayıda çalışma mevcuttur. Ancak; iki parçalı olarak üretilen implant destekli restorasyonlarda, titanyum birincil dayanak üzerine yapıştırılan kron şeklindeki tam anatomik seramik restorasyonun, titanyum birincil dayanak ile makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri hakkında çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; Grade V (Ti6Al4V) titanyum altyapıya, titanyum örneklerin yarısına tribokimyasal kaplama yaparak, diğer yarısına ise tribokimyasal kaplama yapmadan, iki farklı rezin siman ile üç farklı tam seramik materyalin yapıştırılıp, örnekler ısıl döngüye tabi tutulduktan sonra makaslama bağlanma dayanıklılığının incelenmesidir. Tribokimyasal kaplamanın titanyum yüzeyindeki etkisi ve titanyum-rezin siman-seramik arasındaki kopma tiplerinin değerlendirilmesi amacıyla örneklerin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi de amaçlanmıştır.

Çalışmamızın hipotezleri; titanyum yüzeyine uygulanan tribokimyasal kaplamanın makaslama bağlanma dayanıklılığına etki edeceği, ancak kullanılan farklı rezin siman ve tam seramiklerin makaslama bağlantı dayanıklılığına etki etmeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Geleneksel seramikler; ametalik ve inorganik olup; kuartz, feldspar ve saf kilin karışımından oluşmaktadır. Antik çağlardan beri kullanılan bu hammaddeyi elde etme, saflaştırma ve kullanışlı objelere çevirme yöntemleri, teknolojiyle birlikte önemli derecede gelişmiş olsa da bazı yöntem ve teknikler değişmemiştir. Örneğin; toz haline getirilmiş olan kil, kum ve feldsparın belli oranlarda karıştırılıp, bu karışıma şekil verilebilecek kıvama gelene kadar su eklenmesi ve şekillendirilen malzemenin bütünlüğünün sağlanması için yüksek ısılarda pişirilmesi (3).

Seramikler; optik karakterleri, renk stabiliteleri, aşınmaya olan dirençleri, biyolojik uyumlulukları ve estetik gibi başlıca özellikleriyle, diş hekimliği alanında da yüz yılı aşkın bir süredir kullanılan en önemli materyallerden biridir (2, 4, 12).

2.1.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde seramik ilk olarak; 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Ducheteau tarafından kullanılmıştır. Ducheteau, fildişinden yapılan yapay dişlerin renklenmesi, sıvı absorbe etmeleri gibi dezavantajlarından dolayı kendisi için ürettiği tam protezde, seramik yapay dişler kullanmıştır (13-15). 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Ducheteau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır (16). Bu tarihten itibaren dental seramiklerle ilgili araştırmalar özellikle Avrupa ve Amerika'da artmıştır.

Dental seramiklerin kırılma, çatlak oluşumu ve ilerlemesi, düşük çekme direnci, aşınma direnci gibi klinik olumsuz özellikleri olmasına rağmen, kullanım alanları 1990'ların başında; endodontik postlar, implant ve implant dayanakları, ortodontik braketler, kronlar için altyapı materyali ve sabit bölümlü protez altyapılarına kadar genişlemiştir (17-19).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler başlıca kuartz (silika), kaolin (hidrate aluminosilikat) ve feldspardan (potasyum ve sodyum aluminosilikat) meydana gelmekte ve içerisinde renk pigmenti olarak rol oynayan metal oksitler bulunmaktadır (12, 20, 21).

Kuartz; dental seramiklere desteklik sağlarken, bileşimdeki oranına göre yüksek ısılarda seramiklerin büzülmesini ayarlamaktadır (12). Bileşimdeki oranı arttıkça seramiğin büzülmesi azalır ancak çok fazla oranda kullanılırsa ışık geçirgenliğini azaltır (22).

Kaolin; kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı rol oynayarak pişirilmemiş porselenin manipülasyonunu kolaylaştırmaktadır. Isıya oldukça dayanıklı olan kaolin; bileşimdeki oranı arttıkça seramiğe opaklık vermesi nedeniyle yüzdesi sınırlı olmalıdır (12, 22). Dental porselenin diğer tip porselenlere göre en önemli farklarından biri de bileşimindeki kaolin miktarının daha az olmasıdır (23).

Feldspar; seramikteki en düşük erime ısısına sahip bileşendir. Cam matriksin oluşumunda birleştirici görev görmektedir. Doğadaki haliyle, içeriğinde farklı oranlarda potasyum ve sodyum aluminosilikat bulunduran feldspar, sentetik olarak da üretilebilmektedir. Dental seramiklerde, içeriğinde yüksek potasyum aluminosilikatlı ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) hali tercih edilir. Sodyum feldspar; porselenin pişme ısısını düşürerek, fırınlama öncesi verilen formun bozulmasına yol açacak “*pyroplastic*” akışa neden olur (12, 24).

Öngörülebilir sağlamlık, kabul edilebilir estetik ve 5 yıllık uzun dönem klinik kullanımda %94,4’ün üzerinde başarı oranına sahip olan geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar günümüzde de popülaritesini koruyup, bazı araştırmacılar tarafından halen altın standart olarak kabul edilse de bazı dezavantajları bulunmaktadır (25-28). Metal içeriğe bağlı olan bu dezavantajlar; genelde diş eti mukozasında renklenme ve metalin yansıması gibi estetik kaynaklı iken, daha nadir olarak metal alerjisi gibi biyolojik komplikasyonlar da görülebilmektedir (3, 26, 29). Hasta ve hekimlerin daha iyi estetik özelliklere olan talebinin artması ile birlikte, metal altyapıyı elimine edecek, geliştirilmiş özelliklere sahip yeni tip dental seramik materyalleri geliştirilmeye başlanmıştır (3, 25, 30). John McLean ve arkadaşlarının 1965’de alüminöz porseleni tanıtımlarıyla başlayan bu süreçte, günümüze kadar onlarca farklı materyal geliştirilmiştir (2).

Çok sayıda farklı materyalin varlığı ve her geçen gün bunlara eklenen yeni ürünlerle birlikte klinisyenler, en iyi sonucu verecek birden fazla materyalin bulunması nedeniyle hangi endikasyonda hangi restoratif materyali seçmeleri gerektiği konusunda zorlanmaktadırlar. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin

sınıflandırılması, iletişimi ve eğitimi kolaylaştırmaktadır. İyi yapılmış bir sınıflama, klinisyenleri; materyalin ön bölgede mi yoksa arka bölgede mi kullanılabileceği, hangi restorasyonda (inlay-onlay gibi parsiyel bir restorasyon mu yoksa tam kron mu, uzun ya da kısa köprüler vs.) kullanılabileceği ve nasıl bir simantasyon protokolü izlenmesi gerektiği (geleneksel mi adeziv mi) gibi konularda bilgilendirebilmelidir (2). Dental seramikleri klinik endikasyonları, dental seramiğin bileşimi, pürüzlendirilebilirliği, üretim tekniği, üretim ısısı gibi başlıklarda incelemiş birçok sınıflama mevcuttur (12, 21, 31, 32). Ancak bütün bu sınıflamalar ya şüpheli, ya dikkatsizce hazırlanmış ya da yeni tip restoratif materyallerin dâhil olamayacağı şekildedir. Örneğin; sıkça kullanılan sınıflamalar, seramik parçacıklarıyla doldurulmuş rezin matriksli seramikleri içermemektedir. Bazı üretici firmalar tarafından piyasaya sürülmüş bu tip materyaller “*American Dental Association (ADA)*” tarafından, seramik benzeri özellikler gösterdikleri için seramik materyal olarak kabul edilmektedir (2, 33).

2015 yılında Stefano G. ve diğerlerinin (2) dental seramikler ve seramik benzeri materyaller için yaptığı sınıflama, yapısal içeriklerine göre düzenlenmiş olup, piyasadaki tüm seramikleri içeren en güncel sınıflamadır.

2.2. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması

Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller yapısal içeriklerine göre üç ana grupta toplanmaktadır (2).

Cam Matriks Seramikler; cam fazı içeren, ametalik, inorganik seramik materyaller.

Polikristalin Seramikler; herhangi bir cam fazı içermeyen, ametalik, inorganik seramik materyaller.

Rezin Matriksli Seramikler; ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı, inorganik bileşikler içeren polimer matriksli seramikler. Bu ısıya dayanıklı bileşikler; porselenler, camlar, seramikler veya cam seramikler olabilir.

2.2.1. Cam Matriksli Seramikler

2.2.1.1. Feldspatik

Kuartz (silika), kaolin (hidrate aluminosilikat) ve feldspardan (potasyum ve sodyum aluminosilikat) oluşan geleneksel seramik grubudur. Potasyum feldspar; bileşimdeki miktarına bağlı olarak, kristalin fazdayken lösit kristalleri oluşturarak restorasyonun yapısal sağlamlığını artırır. Bu materyaller metal veya çeşitli seramik altyapıya tabakalanan porselen olarak ve diş yapısı üstüne yapıştırılan estetik materyaller olarak kullanılmaktadır. Piyasadaki IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Vitadur, Vita VMK68 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu gruba örnek olarak verilebilir (12, 20, 21).

2.2.1.2. Sentetik

Doğal hammaddelere ve onların doğal varyasyonlarına daha az bağımlı kalabilmek için, seramik endüstrisi sentetik materyaller de kullanmaya başlamıştır. Bileşimdeki yüzdeleri firmadan firmaya değişse de genelde silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedirler. Dayanıklılıklarını arttırmak ve termal genleşmelerini metal altyapılarla uyumlu hale getirmek için cam fazları, lösitin yanı sıra apatit kristalleri ile birleştirilebilir (2).

Feldspatik porselenin, kristalin fazla güçlendirildiği, daha iyi mekanik özelliklere sahip porselenler de mevcuttur. Camsı yapının içerisinde, hacmen %70 lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içeren seramikler, 360 MPa gibi anlamlı derecede yüksek bükülme direncine sahiptir (34). 1998 yılında Ivoclar Vivadent(Schaan, Lihtenştayn) firması tarafından IPS Empress 2 adıyla tanıtılan, ısıyla presleme tekniğiyle üretilen bu seramiklerdeki mikroyapı; 5 mikron boyunda ve 0.8 mikron çapında lityum disilikat kristalleri içermektedir (35). 2005 yılında aynı firma tarafından, 440 MPa bükülme direncine sahip, daha iyi mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği olan IPS e.max Press'i piyasaya sürmüştür. Hem altyapı seramiği hem de tam anatomik (monolitik) olarak kullanılabilen bu malzemenin endikasyonları;

inleyler, onleyler, arka bölgede tek kronlar ve ön bölgede üç üyeli köprülerdir (25, 32, 36).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklere bir diğer örnek ise bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD ve CAM) teknolojisi ile kullanılan IPS e.max CAD' dir (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) . İki aşamalı kristalizasyon işlemine tabi tutulan bu materyalin ilk kristalizasyon aşamasında; yapısında hacmen %40 lityum disilikat kristali bulunmaktadır. Bu aşamada materyal, asıl kristalizasyon öncesi 130-150 MPa bükülme direnci göstermektedir. Materyalin bilgisayar destekli üretim cihazı tarafından daha kolay işlenmesini de sağlayan bu aşamada materyal mavi renktedir. Metasilikat kristal fazının tam olarak çözüldüğü fırınlama işlemi sonrasında, yapıda hacmen %70 lityum disilikat kristali bulunur ve bükülme direnci 360 MPa'a ulaşırken, seçilen diş rengi de elde edilmiş olur. Değişik ışık geçirgenliğine sahip çok sayıda renk seçeneği bulunan IPS e.maxCAD; monolitik olarak veya altyapı materyali olarak ön ve arka bölge kronlarda, implant destekli kronlarda, inleyler, onleyler, veneerler ve ön bölgede üç üyeli köprülerde kullanılabilir (2, 32, 37, 38).

Lösit bazlı sentetik seramikler; IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Vita VM7, VM9, VM13 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) gibi ticari isimlerle piyasada bulunmaktadır (2).

Lityum disilikat ve türevlerini içeren sentetik seramikler; 3G HS (Pentron Ceramics, Wallingford, Conn), IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Obsidian (Glidewell Laboratories, Kaliforniya, Amerika Birleşik Devletleri), Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) gibi ticari isimlerle piyasada bulunmaktadır (2).

Florapatit bazlı sentetik seramikler; IPS e.max. Ceram, ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) gibi ticari isimlerle piyasada bulunmaktadır (2).

Lityum silikat ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) ile güçlendirilmiş, zirkonya ile zenginleştirilmiş seramikler ise ilk olarak 2013 yılında Suprinity ismiyle VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) firması tarafından piyasaya sürülmüştür (39). 2014 yılında ise Dentsply firması (Dentsply, Konstanz, Almanya) Celtra Duo ismiyle bir ürün piyasaya sürmüştür (40). Bu sentetik seramiklerden Suprinity'nin içeriğini, ağırlık olarak; SiO_2

(%56 ila %64), Li_2O (%15 ila %21), K_2O (%1 ila %4), ZrO_2 (%8 ila %12) ve CeO_2 (%0 ila %4) oluşturmaktadır (2). Zirkonyumun, seramik materyal içerisindeki çatlak oluşumunu keserek, ilerlemesini engellemesi sayesinde yüksek mekanik özellikleri ve yüksek ışık geçirgenliği gibi estetik özellikleri birleştiren bu sentetik seramikler yalnızca bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile kullanılabilir bloklar halinde piyasaya sürülmüştür (41, 42). Sadece tam anatomik tasarlanıp kullanılabilen bu seramiklerin; veneerlenen porselenlerdeki çatlak oluşumu, *chipping*, altyapı materyali ile termal genleşme katsayısı farkına bağlı olarak gelişen bağlantı problemi gibi sorunların önüne geçilmesi ve laboratuvar basamaklarının azaltılması gibi avantajları da vardır (43). Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler; inley, onley, parsiyel kronlar, ön ve arka grup tek diş kronlar ile implant üstü tek kronların yapımında kullanılabilir (41).

Bu materyallerle yapılan az sayıda laboratuvar çalışmasından birinde araştırmacılar; zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklerin mekanik özelliklerini karşılaştırmış ve zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikleri daha üstün bulmuştur (41).

Ramos ve arkadaşlarının (42); dört farklı seramik materyali, kırık gelişimi ve mikroyapı açısından karşılaştırdığı çalışmasında ise zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramikler kendi aralarında benzer sonuçlar verirken; seramik infiltre polimer ve feldspatik seramiklerden daha iyi mekanik davranışlar gösterdiği bildirilmiştir.

2.2.1.3. Cam İnfiltre

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) slip-cast tekniği ile üretilmektedir. Yüksek içerikli Al_2O_3 ısıya dayanıklı güdükler üzerine sürülür, pörözlü güdük fazla sıvıyı absorbe ederken alümina partikülleri de güdüğe doğru yoğunlaşır ve güdüğün 1120°C 'de 10 saat pişirilmesiyle pörözlü bir altyapı iskeleti oluşur. İkinci bir pişirme işleminde bu pörözlü yapıya lantanyum-aluminosilikat cam infiltre edilir (3, 26, 35). İkinci pişirmeden sonra pörözlü yapı ortadan kalkar. Alumina ve infiltre edilen camın ısıl genleşme katsayısı farkından dolayı baskı stresleri oluşup, altyapının dayanıklılığı artar (44). Elde edilen altyapının yüksek opasitesi nedeniyle feldspatik porselenle

veneerlenmesi gerekir. Üretici firmanın verilerine göre In-Ceram Alumina, ağırlık olarak; Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitlerden (%0.7) oluşmaktadır (2).

Zahmetli *slip-cast* basamaklarını ortadan kaldıran, cam infiltre CAD/CAM bloklar da mevcuttur. Kısmen sinterlenmiş bloklardan kazınan altyapıya, erimiş cam infiltrasyonu yapılarak pörözlü yapı ortadan kaldırılır ve restorasyona feldspatik porselen uygulanır (25, 32). In-Ceram Alumina; ön ve arka grup dişlerde tek kron ve ön bölgede üç üyeli köprülerin üretilebildiği ilk tam seramik sistemidir (45, 46).

1994 yılında tanıtılan In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), In-Ceram Alumina ile aynı üretim tekniğine sahiptir. In-Ceram Alumina'da kullanılan alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılmaktadır (2). Yalnızca ön grup tek kronlarda kullanılması tavsiye edilen In-Ceram Spinell; In-Ceram Alumina'dan daha düşük mekanik özelliklere sahip olsa da, alüminyum oksitin magnezyum oksitle değiştirilmesi sonucunda çok daha yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir (3, 25, 35).

In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonu olan ve aynı tekniklerle üretilebilen In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasına rağmen yüksek derecede opaktır. In-Ceram Alumina'dan farkı; bileşiminde kısmen stabilize edilmiş zirkonya oksit içermesidir (2). Yüksek opasitesi nedeniyle yalnızca arka grup tek kronlarda ve üç üyeli köprü altyapısı olarak arka bölgelerde kullanılmalıdır (4). Üretici firmanın verilerine göre; Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitlerden (%0.7) oluşmaktadır (2).

Bu sınıftaki seramiklerin kullanımı, lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklerin ve zirkonyanın artan popülaritesiyle birlikte zamanla azalmıştır (2).

2.2.2. Polikristalin Seramikler

Bu ana başlık altında anlatılacak seramikler, ufak taneli kristalin yapıları ve camsı fazlarının olmaması nedeniyle yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptir. Camsı fazlarının olmaması, hidroflorik asit ile pürüzlendirilmelerini zorlaştırır. Asitle pürüzlendirilebilmeleri için, oda sıcaklığından daha yüksek sıcaklıkta veya daha uzun süre hidroflorik asit uygulanması gerekir (47).

2.2.2.1. Alumina

Bu tip materyaller yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99.5-%99.9'lara varan) içermektedir. İlk olarak 1993 yılında Nobel Biocare firması tarafından Procera AllCeram ticari ismiyle piyasaya sürülmüştür. Altyapı materyali olarak CAD/CAM sistemiyle üretilen Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), yüksek sertlik derecesine (17-20 GPa) ve 300 GPa elastisite modülüne sahiptir (32). Dental seramikler arasında en yüksek elastisite modülü değerine sahip olması, altyapı kırıklarına karşı zayıf olmasına neden olmaktadır (48, 49). Bükülme dayanımı 687 MPa olan Procera AllCeram'ın bu değeri, seramikler arasında zirkonyumdan sonraki en yüksek değerdir (50).

Kırılmalara yatkınlığı ve stabilize zirkonya gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesiyle alümina seramiklerin kullanımı azalmaya başlamıştır (2).

2.2.2.2. Stabilize Zirkonya

Doğada serbest metal olarak bulunmayan zirkonyum metali, ancak zirkonyum mineralleri olarak bulunmaktadır. Bilinen mineralleri ise zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum oksit literatürde; zirkonya veya zirkonyum dioksit olarak da isimlendirilmektedir. Saf haldeki zirkonyum oksit, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin bir materyaledir. Oda sıcaklığından $1170^{\circ}C$ 'ye kadar monoklinik fazda, $1170^{\circ}C$ ve $2370^{\circ}C$ arasında tetragonal fazda ve $2370^{\circ}C$ 'den erime sıcaklığı olan $2680^{\circ}C$ 'ye kadar kübik fazda bulunmaktadır (51, 52). Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü, materyalde %4 oranında bir hacim artışına neden olmaktadır. Bu hacim artışı, olası mikroçatlakların etrafında baskı stresleri oluşturarak, çatlakların ilerlemelerini önler ve materyalin esneme direnci ile kırılma dayanıklılığını artırır (2, 53-55). Yalnızca zirkonya esaslı seramiklerde görülen bu olaya dönüşüm tokluğu (transformation toughening) denilmektedir (52). Dönüşüm tokluğunun materyale kazandırdığı özellikleri pratikte kullanabilmek için zirkonyanın oda sıcaklığındayken tetragonal ya da kübik fazında olması gerekmektedir, bu dönüşümü sağlayabilecek enerji, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan zirkonyada mevcuttur ve belli dış etkenler sonucu bu dönüşüm gerçekleşebilmektedir (56). Zirkonyanın oda sıcaklığında stabilize edilebilmesi içinse

saf zirkonyaya; itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler eklenmelidir. Bu elementler zirkonyayı, oda sıcaklığında, tetragonal veya kübik fazda, kısmi veya tam olarak stabilize edecektir (57). Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmi stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmıştır (58). FSZ’de; zirkonya kübik formdadır ve 8 mol% den fazla itriyum oksit (Y_2O_3) içermektedir. PSZ; kübik matriks içerisinde bulunan, nano boydaki, tetragonal ve monoklinik faz partiküllerinden oluşur. TZP ise genelde itriyum ya da seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdaki zirkonyadır (58). Dental zirkonyaların tamamı, hastaya teslim aşamasına geldiğinde TZP formunda olup, bir çoğu itriyum ile stabilize edilmiş Y-TZP’dir. Y-TZP, sinterlenmesini takiben en yüksek kırılma dayanıklılığına sahip zirkonya formudur (2). Bu materyalin suda çözünme özelliği yoktur, sitotoksik değildir, bakteriyel tutulumu azdır, radyoopaktır ve yüksek aşınma direncine sahiptir (59).

Stabilize zirkonya esaslı seramikler; farklı bir porselenle tabakalanmak üzere protetik altyapı materyali olarak kullanılabilirler gibi, tam anatomik diş formunda da kullanılabilirler. Piyasada genellikle tek renkli (*monokromatik*) blokları bulunduğu gibi, doğal dişlerdeki diş eti seviyesinden çiğneme yüzeyine doğru değişen renk geçişini taklit etmek üzere üretilmiş çok renkli (*polikromatik*) blokları da bulunmaktadır [örneğin; Katana Zirconya ML, (Kuraray, Japonya)] (2). Tek renkli bloklardan üretilen tam anatomik zirkonya restorasyonlardaki yüksek opasite dezavantajını gidermek üzere üretilen, daha yüksek ışık geçirgenliğine sahip zirkonya bloklar da vardır. Örneğin; Lava Plus (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri), Cercon ht (DeguDent, Wolfgang, Almanya), NexxZr T (Sagemax, Berlin, Almanya), Wieland Zenostar Full Contour Zirconia (Wieland, Profzheim, Almanya) (2, 60).

2.2.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın tetragonal fazdayken genelde kısmi stabilize durumda olması ve alüminanın orta dereceli dayanıklılığı, araştırmacıları, özellikle artroplasti uygulamalarında kullanılmak üzere zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) materyaller geliştirmeye yöneltmiştir (61-

63). İlk olarak 1976'da Claussen, aluminaya, stabilize olmayan zirkonya eklenmesinin aluminanın kırılma dayanıklılığını arttırdığını bulmuştur (63, 64). Nano veya mikro boyutta alümina ve zirkonya partiküllerin kompozitleri (kompozit kelimesi burada iki veya daha fazla materyalin birlikte kullanılması, bileşik, anlamında kullanılmıştır.) olarak isimlendirilen bu materyaller, CAD/CAM tekniğiyle üretilebilecek seramiklerdir (2).

Sınıflamada karışıklığı önlemek için, ZTA ağırlık olarak en az %50 alumina, ATZ ise ağırlık olarak en az %50 zirkonya içermelidir (2). Örneğin ZTA'ya bir örnek olarak; ağırlıkta, %67.9 ZrO₂, %21.5 Al₂O₃, %10.6 CeO₂, %0.06 MgO ve %0.03 TiO₂ içeren NANOZR (Panasonic Healthcare, Japonya) verilebilir (2, 65).

Bu tip seramiklerdeki son teknolojik gelişmeler; zirkonya nanopartiküllerinin sinterlenmeden önce, alümina mikropartiküllerine uygulanması şeklinde ilerlemektedir (66, 67). Y-TZP ile karşılaştırıldığında, bu kompozit materyallerin başlıca avantajları; düşük ısıda bozulmaya daha dirençli olmaları, daha sağlam olmaları, daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip olmaları ve Y-TZP'ye göre iki kattan fazla olan döngüsel yorulma dayanıklılıklarıdır (68-70).

2.2.3. Rezin-Matriks Seramikler

Bu kategori; yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş, organik matriksli materyalleri kapsamaktadır.

Seramikler teriminin tanımını, "Arzu edilen özelliklerine, genelde yüksek ısılarda pişirilmesi sonucu ulaşılan ametalik ve inorganik materyaller"(21) şeklinde kabul edecek olursak, bu grubu, bileşimlerdeki organik matriks nedeniyle sınıflama dışında bırakmamız gerekirdi. Ancak; "ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature" son güncellenen 2016 sürümünde porselen/seramik terimini; "Preslenebilen, fırınlanabilen, parlatılabilen ya da frezelenen; porselen, cam, seramik ve cam-seramik gibi, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşikler içeren materyallerdir" şeklinde tanımlamıştır (33). Dolayısıyla; ağırlığının %50'si veya daha fazlası ısıya dayanıklı inorganik bileşikler olan, organik bir polimer matrikse sahip materyaller bu grupta sınıflamaya dâhil edilecektir. Bu tip materyallerin seramik olarak kabul edilip edilmeyeceği tartışmaları devam ediyor olsa da, üretici firmalar bu seramik benzeri materyaller için geniş aralıkta bir endikasyonu tavsiye etmektedir (2).

Üretici firmaların bu materyallerin avantajı olarak gösterdiği özellikler;
Geleneksel seramiklere göre, dentinin esneklik katsayısına daha yakın esneklik katsayılarının olması,

Lityum disilikat içerikli seramiklerden ve polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenen ve uyumlanabilen yapıları,

Kompozit rezin materyaller kullanılarak tamire ve küçük uyumlamalara olanak sağlamaları,

olarak sıralanabilir (2).

Rezin-matriks seramik yapıları çok değişken olsa da CAD/CAM sistemiyle üretilmek üzere özel olarak formüle edilmişlerdir ve blokların ısıl işlemleri, firmaların bunları üretimi sırasında tamamlandığından, restorasyonun bloklardan üretilmesi sırasında ve sonrasında ekstra ısıl işleme gerek duymamaktadırlar (2).

2.2.3.1. Rezin Nanoseramik

2011 yılının sonlarına doğru, 3M ESPE firmasının, başlangıçta CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Texas, Amerika Birleşik Devletleri) CAD/CAM sistemleri ile hasta başında kullanılmak üzere tanıttığı Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 2012 ortaları itibariyle ise laboratuvarlarda da kullanıma sunulmuştur (71). Herhangi bir fırınlama işlemi gerektirmeyen materyal, ancak adeziv sistemlerle diş yapısına yapıştırılabilmektedir (72). Üç farklı seramik doldurucudan oluşan bir nanoseramik yapının, yüksek çapraz bağlı rezin matriksi desteklediği bir materyaldir. Ağırlığın %80 kadarını oluşturan bu nanoseramik yapıyı; 20 nanometre çapında silika parçacıkları, 4-11 nanometre çapında zirkonya nanopartikülleri ve bu iki diğer partikülün kümelenildiği zirkonya-silika doldurucular oluşturmaktadır (2, 72). Piyasaya sürüldüğünde, firma tarafından endikasyonları; inley, onley, veneer ve tek kron olarak tanıtılan Lava Ultimate'in kron endikasyonu, yüksek oranda desimantasyon rapor edilmesi sonucu, 12 Haziran 2015 itibariyle firma tarafından iptal edilmiştir (73).

2014 yılında piyasaya sürülen Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) ise firma tarafından, “esnek rezin nano seramik” olarak tanımlanmaktadır (74).

2.2.3.2. Rezin Matrikse İlave Cam Seramik

Feldspatik seramik ağının, polimer ağıyla birleştirilmesiyle oluşturulan bu seramiklere ilk örnek 2013 yılında VITA firması (Bad Sackingen, Almanya) tarafından “Enamic” adıyla tanıtılmıştır (75). Firma tarafından “hibrit seramik” olarak adlandırılan VITA Enamic; ağırlık olarak %86, hacimsel olarak %75 feldspatik seramik ağıdan oluşmaktadır. Seramik ağı oluşturan bileşikler; %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃ ve %1’den az Zr₂O ve CaO’dur. Geriye kalan polimer matriksi ise; üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşturmaktadır (2). Endikasyonları firma tarafından; inley, onley, veneer, kron ve implant üstü kron olarak bildirilmiştir. Yüksek ışık geçirgen (HT) ve ışık geçirgen (T) olmak üzere ışık geçirgenliğine göre iki farklı seçenekte üretilen bloklar, “VITA 3-D MASTER” renk çizelgesine göre 0M1, 1M1, 1M2, 2M2, 3M2 ve 4M2 renk seçenekleriyle piyasadadır. Rezin nanoseramikler gibi, frezelenmesini takiben bir fırınlama işlemi yapılmayan VITA Enamic’e, altı farklı seçeneğin bulunduğu renklendirme kiti kullanılarak istenilen makyaj ve firmanın ürettiği özel set yardımıyla mekanik cila da yapılabilmektedir (75). Mörmann ve arkadaşlarının bir çalışmasına göre; rezin nanoseramik ve hibrit seramik materyaller, diş minesini yakından taklit eden mekanik özelliklere sahiptir (76).

2.2.3.3. Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramik

Organik polimer matriksi UDMA, TEGDMA ve pigmentler gibi bileşiklerden, inorganik kısmı ise zirkonya silikadan oluşan kompozit materyallerdir. Örneğin; Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) ağırlık olarak %60’dan fazla inorganik içeriğe sahiptir. Bir diğer örnek ise; ağırlığının %85’i inorganik olan, 0.6 mikrometre çapında zirkonya silika seramik parçacıklarının, polimer matrikse doldurulduğu Paradigm MZ100 bloklardır (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri). Organik yapı ise; bisglisidil metakrilat (bis-GMA), TEGDMA ve bir reaksiyon başlatıcı maddeden oluşmaktadır (2).

2.3. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM (*Computer-aided design/computer-assisted manufacture*) teknolojisi öncelikli olarak havacılık ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak amacıyla araştırılıp geliştirilmiş olsa da günümüzde, ev gereçleri üretiminden mobilya yapımına kadar çok farklı alanlarda, ayrıca diş hekimliği ile tıpta birçok amaçla kullanılmaktadır (59, 77). CAD; bilgisayar ortamında, özel bir yazılım yardımıyla, bir cismin üç boyutlu ve sanal tasarımının yapılmasıdır. CAM; üç boyutlu tasarımı yapılan cismin, bilgisayar desteği ile farklı bir cihazda üretilmesidir (78).

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğindeki en büyük gelişimi 1980'li yıllarda meydana gelmiştir. Başlangıçtan günümüzdeki sistemlere kadar uzanan yolda üç öncü isim vardır (79).

Dental CAD/CAM alanının öncüsü kabul edilen Fransız Dr.Duret, 1971'de, restorasyona destek olacak dişin, ağız içerisinden optik ölçüsünü alıp, fonksiyonel hareketlere uygun olacak şekilde tam anatomik bir kron tasarlayıp, kronu, sayısal olarak kontrol edilen bir frezeleme cihazında üretmeyi başarmıştır. Kendi sistemi üzerinde çalışmalarına devam eden Duret, "Sopha System" adını verdiği, günümüz dental CAD/CAM sistemlerine de ilham kaynağı olan bir sistem geliştirmiştir (79).

İkinci olarak Dr.Moermann, 1988 yılında CEREC (*Computer aided ceramic reconstruction*) adını verdiği sistemi geliştirmiştir (80). Moermann; CAD/CAM teknolojisini klinikte, hasta başında kullanmayı denemiştir. Ağız içi kamera yardımıyla prepare edilmiş diş kavitesini görüntülemiş ve hasta başında inley tasarımı yaparak seramik bloklardan kazıma yöntemiyle restorasyon üretimini başarmıştır. Aynı gün içerisinde seramik restorasyonun yapılmasını mümkün hale getirdiğinden diş hekimleri arasında CAD/CAM uygulamaları yaygınlaşmaya başlamıştır (79).

Öncü isimlerden üçüncüsü olan Dr.Andersson, 1993 yılında Procera sistemini geliştirmiştir (81). 1980'li yılların başında, altın fiyatlarındaki ciddi yükseliş nedeniyle restorasyonlarda nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak başlıca Kuzey Avrupa'da görülmeye başlanan metal alerjileri nedeniyle, alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir (79). O tarihlerde, titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle, Dr.Andersson, titanyum altyapıları "*spark-erosion*" yöntemiyle üretebilecek bir CAD/CAM sistemini tanıtmıştır (82). Bu sistem

daha sonra, seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada uydu bağlantılı bir üretim merkezi olarak hizmet edecek şekilde geliştirilmiştir (79).

Günümüzde gelişmeye devam eden CAD/CAM sistemleri sayesinde; inley, onley, lamina veneer, kron, köprü, hareketli protezler, implant dayanakları, cerrahi rehber ve tam ağız sabit restorasyonlar üretilmektedir (83).

2.3.1. CAD/CAM Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri başlıca üç ana parçadan oluşmaktadır. Bunların ilki veri elde edilen birimdir. Bu birim; restorasyon için hazırlanan bölgeden, komşu yapılardan ve karşıt çeneden veri elde ederek bunları dijital bir modele dönüştürür (84). Bu işlem; ağız içi tarayıcılar yardımıyla direkt olarak yapılabileceği gibi, geleneksel ölçü yöntemlerinden elde edilen alçı modelin laboratuvarda taranmasıyla da elde edilebilir (85).

İkinci parça; sanal modeller üzerinde sanal restorasyonları tasarlayan ve kazıma parametrelerini hesaplayan bir yazılım programıdır.

Üçüncü parça ise; tasarlanan sanal veriyi hazır katı bloktan eksiltme yöntemiyle kazıyan veya seçilen uygun materyal kullanılarak, ekleme yöntemiyle restorasyonu üreten, üretim birimidir (85).

2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri, laboratuvar ve hasta başı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Laboratuvar sistemlerini de üçe ayırabiliriz. Bunların ilki; firmanın hem veri elde elden, hem de üretim birimine sahip olduğu sistemler (Örneğin; Amann Girschbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics vb.). İkincisi; firmanın sadece veri elde eden birimi olan sistemler (Örneğin; D2000, 3Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; Ceramill Map, Amann Girschbach vb.). Üçüncüsü ise; firmanın sadece üretim birimine sahip olduğu sistemlerdir (Örneğin; inLab MC X5, Sirona; M5, ZirkonZahn; Tizian Cut 5 Smart, Schültz Denttal, Ceramill Motion 2, Amann Girschbach vb.) (85).

CAD/CAM sistemlerini ayrıca veri paylaşımı özelliklerine göre açık ve kapalı sistemler olarak da sınıflandırabiliriz (86). Kapalı sistemlerde veri elde edilmesi, sanal tasarım ve restorasyonun üretimi aynı firmanın program ve cihazları tarafından

yapılmaktadır. Tek bir sistemde toplanan bu basamakların farklı bir firmanın cihaz veya programlarıyla kullanılması mümkün değildir. Açık sistemlerde ise; farklı firmaların veri elde etme üniteleri, tasarım programları ve üretim cihazlarını kullanmak mümkündür (85).

2.4. Adeziv Sistemler

Üretilen restorasyonun mine, dentin gibi diş yüzeyine, kompozit gibi farklı restoratif materyallere ve implant üstü titanyum dayanaklar ya da döküm postlar gibi metal yüzeylere yapıştırılması için bir simantasyon materyali kullanımı kaçınılmazdır. Simantasyon materyali olarak rezin bazlı bir yapıştırıcının kullanılacağı durumlarda, simanın diğer yüzeylere kimyasal olarak bağlantısını arttıracak ajan ya da adezivler olarak adlandırılan adeziv sistemlerin kullanımı gerekmektedir. Adeziv sistemler temel olarak; akışkanlıklarından sorumlu bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi hidrofobik monomerlerden ve yüzeyin ıslatılmasından sorumlu olarak kullanılan HEMA gibi hidrofilik monomerlerden oluşmaktadırlar (87).

Araştırmacılar tarafından nesillerine göre, diş yüzeyindeki *smear* tabakasının kaldırıp kaldırmamasına göre ve klinik uygulama tekniğine göre sınıflandırılan adeziv sistemler; uygulama tekniği ve etki mekanizmasına göre; asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler ile kendinden asitli adeziv sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (88, 89). Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler ise kendi arasında üç basamaklı ve iki basamaklı sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Kendinden asitli adeziv sistemler de iki basamaklı ve tek basamaklı olarak ikiye ayrılmaktadır (90).

2.4.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerin üç basamaklı uygulanan şekillerinde; asit uygulamasının ardından bir *primer* veya adezyonu arttırıcı ajan ve daha sonra bağlayıcı ajan veya adeziv uygulanmaktadır. İki basamaklı uygulanan sistemlerde ise *primer* ve adeziv tek şişede birleştirilmiştir. Dental piyasadaki adeziv sistemler arasında en eskiden beri kullanılan sistem olan asitlenen ve yıkanan adezivler, günümüzde halen birçok araştırmacı tarafından altın standart olarak kabul görmektedirler (91-94).

2.4.2. Kendinden Asitli Adeziv Sistemler

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler her ne kadar altın standart olarak kabul edilse de, günümüzde adeziv sistemler konusundaki gelişmeler genelde kendinden asitli adeziv sistemlere yöneliktir. Bu sistemde asitleme ve yıkama işlemleri gerekmemektedir. Asitleme ve yıkama işlemlerinin olmaması ile uygulama zamanı kısaltılmış olup tekniğin hassasiyetine bağlı olarak uygulama sırasındaki hataların oluşma riski azaltılmıştır (93-96).

İki veya tek aşamalı olarak uygulanabilen kendinden asitli adeziv sistemlerde, adezivin pürüzlendirme etkisi, monomere eklenen bir veya daha fazla karboksilik veya fosforik asit grupları ile sağlanmaktadır. Ayrıca içeriklerinde hidrofilik ve hidrofobik monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, solventler, stabilizörler ve doldurucu tanecikler bulunmaktadır (97-99).

İki basamaklı kendinden asitli adeziv sistemlerde iki şişe mevcuttur. İlk şişede kendinden asitli *primer* içeren hidrofilik solüsyon bulunur ve bu solüsyon dış yüzeyine sürüldüğünde asitle pürüzlendirme ve yüzey koşullarının değiştirilmesi işlemleri aynı anda gerçekleşir. Daha sonra ise; ikinci şişede bulunan hidrofobik adeziv rezin uygulanır (100).

Tek basamaklı kendinden asitli adeziv sistemlerde ise karıştırma gerektiren ve karıştırma gerektirmeyen olmak üzere iki farklı uygulama mevcuttur. Karıştırma gerektiren tek basamaklı kendinden asitli adeziv sistemlerde; iki farklı şişedeki solüsyonlar karıştırıldıktan sonra dış yüzeyine uygulanır. Karıştırma gerektirmeyen tek basamaklı kendinden asitli adeziv sistemlerde ise tek şişede bulunan solüsyon doğrudan olarak dış yüzeyine uygulanmaktadır (100).

Adeziv sistemlerin ortaya çıkmasıyla ve mine dokusunun asitle pürüzlendirilebilmesiyle oluşan yüzeye, akrilik rezin materyallerin bağlantısı kanıtlandıktan sonra Black'in "korumak için genişletmek" prensibi geçerliliğini yitirmiş, adeziv sistemlerin kullanıldığı minimal invaziv yaklaşım benimsenmiştir (101).

Birçok çalışmada üç aşamalı asitlenen ve yıkanan sistemlerin oluşturduğu bağlanma dayanımı en başarılı sonuçları verse de dezavantajları ve özellikle indirekt olarak üretilmiş restorasyonların implant dayanakları gibi metal yüzeylere yapıştırılmasında yaşanan sıkıntılar nedeniyle adeziv sistemler geliştirilmeye devam

etmektedir (93, 102). Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn) firmasının, adeziv sistemlerin süregelen gelişimi sırasında, 2009 yılında Monobond Plus ticari adıyla piyasaya sürdüğü materyal de bunlardan biridir (103).

Üretici firmanın kullanma kılavuzunda verdiği bilgilere göre Monobond Plus; rezin simanların, tüm indirekt restorasyon materyallerine (cam seramikler, oksit seramikler, metaller, kompozitler, fiberle güçlendirilmiş kompozitler) adeziv bağlantı oluşturmasını sağlayan bir “*universal primer*”dır (104). Monobond Plus; içeriğinde birbirleriyle kararlı durumda bulunan üç farklı “*bonding*” monomerinin (silan metakrilat, fosforik asit metakrilat ve sülfid metakrilat) seyreltilmiş alkoldeki çözeltisidir (104, 105). Genel bir kural olarak; cam seramik materyallerin kimyasal bağlanmasının sağlanması için, yapıştırma yüzeylerinin hidroflorik asitle veya kumlama ile pürüzlendirilmesini takiben silanizasyon denilen bir işleme tabi tutulmaları gerekmektedir (106-109). Monobond Plus ise silanizasyona gerek kalmadan; yapısındaki metakrilat monomerin fonksiyonel tri-hidroksilan grubunun, cam seramiğin silikat yüzeyine, yoğunlaşma reaksiyonunun bir sonucu olarak bağlanmasıyla elde eder (108). Baz metal ve zirkonya materyallerin fosforik asite yüksek afinitesi vardır ancak kolayca çözünebilir bağlar kurarlar. Üretici firmaya göre Monobond Plus; zirkonya ve baz metallerle, fonksiyonel bir fosforik asit grubuna sahip metakrilat monomerinin suda çözünmeye dayanaklı, kuvvetli kimyasal bağlar oluşturmasıyla, bu materyallerden hazırlanan indirekt restorasyonlarla da kullanılabilir (104).

Monobond Plus gibi MDP (metakriloksidesil dihidrojen fosfat) içerikli “*primerlerin*” titanyum yüzeye uygulandığında, bağlanma dayanıklılığını artırıcı etkisi olduğu çalışmalarla gösterilmiştir (110).

2.5. Rezin Simanlar

Rezin simanları basitçe tanımlamak gerekirse; restoratif kompozit dolgu materyallerinin daha düşük akışkanlığa ve daha düşük yüzdede doldurucu içeriğine sahip halleridir. Ağız sıvılarının varlığında neredeyse hiç çözünmezler. Fiziksel özellikleri her ne kadar farklı firmaların ürünlerindeki doldurucu oranı ve formülasyonlarına göre değişken olsa da, geleneksel simanlara göre oldukça dayanıklıdır (12).

Tam porselen veya kompozit materyalden üretilen restorasyonların simantasyonu için rezin simanların daha avantajlı olduğu Amerikan Estetik Diş Hekimliği Akademisi tarafından da vurgulanmıştır (111). Rezin simanlar genel olarak üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar; organik matriks, inorganik faz ve ara, bağlayıcı fazdır (112).

Organik matriks; genellikle bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bis-GMA'dır. Renk stabilitesi daha iyi olan UDMA, bis-GMA'ya alternatif olarak kullanılabilir. bis-GMA ve UDMA bir simanda istenen kıvamdan daha yoğun bir kıvama sahip olduğu için, organik matrikse TEGDMA ilave edilerek kıvamı azaltılmıştır (20, 113).

İnorganik faz; organik matriks içerisine ilave edilen doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Bu doldurucu partiküllerin boyutu ve materyaldeki oranı azaldıkça, simanın yüzeyi ıslatabilme kapasitesi, restorasyonun doğru pozisyonda yerleştirilebilmesindeki kolaylık ve estetik özellikleri artarken, bağlanma dayanıklılığının ve simanın kıvamının azaldığı bildirilmiştir (112, 113).

Ara, bağlayıcı faz ise organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlanmayı sağlayan fazdır (112, 113).

Rezin simanlar sertleşme şekillerine (polimerizasyon şekillerine) göre ise üç grupta toplanmaktadır (12).

2.5.1. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar

“*Light-cure*” olarak piyasada kullanıma sunulan rezin simanlardır. Sertleşme başlatıcı olarak ışığa duyarlı “*kamferokinon*” içermektedirler. Sertleşme süresi hekim kontrolünde olduğundan çalışma süresi açısından avantajlıdır. Renk stabilite de diğer tip rezin simanlara göre daha iyidir. Laminat veneerler gibi materyal kalınlığı daha ince ve ışık geçirgenliği yüksek olan restorasyonların yapıştırılmasında kullanımları tavsiye edilmekle birlikte, ışığın yeterince ulaşmadığı bölgelerde sertleşmesi tamamlanamayacağı için diğer rezin simanlara oranla daha az tercih edilmektedirler (12).

2.5.2. Hem Kimyasal Hem Işıklı Sertleşen Rezin Simanlar

“Dual-cure” rezin simanlar olarak piyasada bulunan bu sistemler, toz-likit veya aktivatör ve katalizör olmak üzere iki tüplü simanlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapılarında sertleşme başlatıcı olarak kamferokinon ve kimyasal olarak sertleşmeyi başlatan bir aktivatör bulunmaktadır. Kimyasal sertleşme reaksiyonları yavaştır ve polimerizasyon için ışığın yeterince ulaşmasından endişe edilen her simantasyonda kullanılabilirler (114).

2.5.3. Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar

“Self-cure” rezin simanlar olarak piyasada olan bu sistemler, genelde iki tüplü simanlar olarak üretilmişlerdir. Kimyasal olarak simanın sertleşmesi için her iki tüpten çıkan aktivatör ve katalizör karıştırılmalıdır. Bu iki tüplü sistemlerde, her tüp içindeki pat hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içermektedir (115).

Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn) firması tarafından üretilen “*Multilink Hybrid Abutment*”, kişisel dayanak veya hibrit dayanak üstü kronların, hibrit implant dayanakları ile ağız dışında yapıştırılması için geliştirilmiş, kimyasal yolla sertleşen bir simandır. Lityum disilikat cam seramiklerin ve zirkonyum oksit; titanyum, titanyum alaşımları veya zirkonyum oksit altyapılara yapıştırılmasında kullanılabilirler. 23°C oda sıcaklığında çalışma süresi 2 dakika, sertleşme süresi ise 7 dakikadır. İki tüplü sistemlerden olan bu yapıştırıcının monomer matriksi dimetakrilat ve hidroksietil metakrilattır (HEMA). İçeriğindeki inorganik doldurucular ise, baryum cam, iterbiyum triflorid ve titanyum oksittir. Tanecik büyüklükleri 0.15 ve 3.0µm arasında değişir, ortalama partikül boyutu 0.9µm'dir. Toplam hacminin yaklaşık %36'sını inorganik doldurucular oluşturmaktadır (116).

Kuraray Noritake Dental Inc. (Okayama, Japonya) firması tarafından üretilen “Panavia 21”, metal inley, onley, kron veya köprülerin, porselen materyallerin ve kök kanal postlarının yapıştırılması için geliştirilmiş, kimyasal yolla sertleşen bir simandır. Ağız içi kullanıma da uygundur. 25°C sıcaklıkta karıştırma süresi 20-30 saniye, çalışma süresi ise 4 dakikadır. Yapıştırılmak istenilen bölgeye uygulandıktan sonra sertleşme süresi 35°C'de 3 dakikadır. İki tüplü sistemlerden olan bu yapıştırıcının “*Catalyst Paste*” tüpünde başlıca içerikler; metakriloksesil dihidrojen fosfat (MDP), hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, silan kaplı silika

doldurucu, kolloidal silika ve katalizörlerdir. “*Universal Paste*” tüpündeki başlıca içerikler ise; hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silan kaplı titanyum oksit, silan kaplı baryum cam doldurucu, katalizörler, hızlandırıcılar ve pigmentlerdir (117).

2.6. Dental İmplantlar

Dental implantlar; diş hekimliğinde son 30 yılın en çok kabul görmüş bilimsel buluşlarından biridir (118). Günümüz diş hekimliğinde, tam veya kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonlarında birçok klinik durumda altın standart olarak kabul edilmektedirler (1). Pjetursson ve arkadaşları tarafından 5 yıllık başarı oranları %95.3 olarak rapor edilen dental implantlar, çene kemiği içerisine yerleştirilen alloplastik materyallerdir (119, 120).

Kayıp olan diş sayısına ve dişsiz bölgelerin çene içerisindeki dağılımına göre dental implant destekli protetik tedavi modelleri farklılık göstermektedir (121). Alt veya üst çenede diş eksikliği durumunda da dental implantlar kullanılarak yapılan sabit protetik rehabilitasyonların geçerli ve güvenilir bir tedavi modeli olduğu birçok klinik çalışmada yüksek başarı yüzdeleriyle kanıtlanmıştır (122-124). İmplant destekli sabit protezlerin tutuculuğu siman veya implant dayanak vidası aracılığıyla sağlanabilmektedir (125). Wittneben ve arkadaşlarının 2014 yılında yayınladıkları bir sistematik derlemede, vida tutuculu ve siman tutuculu restorasyonlar arasında başarı ve başarısızlık oranları açısından bir fark bulunamamış olsa da vida tutuculu restorasyonların daha az biyolojik ve teknik komplikasyon sergilediği rapor edilmiştir (126). Sailer ve arkadaşlarının 2012 yılında yayınladıkları bir başka sistematik derlemede ise vida tutuculu restorasyonlarda teknik komplikasyon oranının daha yüksek olduğu rapor edilirken, biyolojik komplikasyon oranının ise siman tutuculu restorasyonlarda daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Vida tutuculu restorasyonlarda görülen komplikasyonların daha kolay giderilebileceğinin vurgulandığı bu derlemede, hiçbir tutucu tipinin birbirinden tamamen üstün olmadığı, her iki tutucu tipinin de kendine özgü avantaj ve dezavantajları olduğu rapor edilmiştir (127).

Siman tutuculu sabit restorasyonların avantajları (125, 128, 129);

- . Laboratuvar ve klinik işlemleri daha kolaydır.
- . Maliyeti daha düşüktür.

- . Üst yapı pasif olarak oturur.
 - . Siman aralığı uyumsuzlukları tolere eder.
 - . İmplantların ideal pozisyonunda yerleştirilemediği vakalarda estetik avantajları vardır.
 - . Siman tabakası, kuvvetleri bir miktar absorbe etmektedir.
- Dezavantajları;
- . Olası teknik ve biyolojik komplikasyonların çözümü daha zordur.
 - . Simantasyon sonrası fazla simanın tam olarak temizlenememesine bağlı olarak, diş eti oluşu ve implantı çevreleyen dokularda biyolojik komplikasyonlar gelişebilmektedir.
 - . Kullanılacak yapıştırıcının ağız sıvılarında çözünmesi sonucu mekanik veya biyolojik komplikasyonlar görülebilir.
 - . Artık yapıştırıcının temizlenmesi sırasında restorasyon veya implant dayanağı yüzeyinde oluşan mikro çizikler plak birikimini arttırabilir.
- Vida tutuculu sabit restorasyonların avantajları (125, 128, 129);
- . Yapılan restorasyonun herhangi bir nedenle çıkarılması gerektiğinde; proteze, implanta veya çevre dokulara zarar vermeden kolayca çıkarılabilir.
 - . İnterokluzal aralığın sınırlı olduğu vakalarda tutuculuk vida aracılığıyla sağlanır.
 - . Siman tutuculu restorasyonlardaki gibi plak birikimine uygun dayanak-restorasyon bağlantısı bulunmadığı için hasta tarafından hijyenin sağlanması daha kolaydır.
- Dezavantajları;
- . Laboratuvar ve klinik işlemleri daha zahmetlidir.
 - . Maliyeti daha yüksektir.
 - . Restorasyondaki vida deliği varlığı estetiği olumsuz etkiler.

2.6.1. Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan İmplant Dayanakları

Osseointegrasyonunu tamamlamış bir implantın hasta ve hekim tarafından başarılı sayılabilmesi ve uzun yıllar sorunsuzca kullanılabilmesi için, seçilecek implant dayanağı da önemli faktörlerden biridir (5, 130, 131). Üretici firmalar

tarafından farklı materyallerden prefabrike olarak üretilmiş ya da kişiye özel olarak üretilebilecek dayanak çeşitleri bulunmaktadır. Bu çeşitlilik içerisinde, uzun dönem başarıyı sağlayabilmek için dayanak tiplerinin endikasyonları ve sınırları hekim tarafından iyi bilinmelidir (129).

Titanyum prefabrike dayanaklar; titanyumun biyouyumluluğu, yüksek deformasyon direnci ve mekanik özellikleri gibi avantajları sayesinde günümüzde de en sık kullanılan dayanak materyalidir. Yapılan uzun dönemli klinik çalışmalar titanyum dayanakların güçlü mekanik özellikleriyle başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir. Ancak titanyum dayanakların anterior bölgede kullanıldığı durumlarda, özellikle ince dişeti kalınlığına sahip hastalarda, titanyumun dişetinden yansıyan grimsi rengi nedeniyle estetik açıdan tatmin edici olmayan sonuçlar ortaya çıkmakta ve hastalarda estetik rahatsızlık oluşturmaktadır (6, 132). Bu durum araştırmacıları implant destekli sabit protezlerde, titanyumun estetik dezavantajını ortadan kaldıracak bir dayanak materyali arayışına yöneltmiştir. Bunun üzerine titanyum dayanaklara alternatif olarak, ilk defa 1991 yılında, yüksek dayanıklılık gösteren seramiklerden dayanak üretilmiştir (CerAdapt; Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) (10, 133).

İlk kullanılan seramik dayanaklar alüminyum oksit (alumina- Al_2O_3) dayanaklardır. Andersson ve arkadaşlarının yayınladıkları bir çalışmada titanyum dayanaklar ile kıyaslandıklarında Al_2O_3 dayanaklar optik özelliklerinden dolayı estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardır (133). Sailer ve arkadaşlarının yayınladıkları bir sistematik derlemede ise çalışmalardaki seramik dayanak sayısının oldukça sınırlı olduğu ve Al_2O_3 dayanakların mekanik dirençlerinin daha düşük, kırılma risklerinin daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (6). Bu yüzden ve daha iyi mekanik özelliklere sahip zirkonya materyalinden dayanak üretilmesiyle birlikte günümüzde Al_2O_3 dayanaklar pek tercih edilmemektedir (6, 134, 135). İlk zirkonya dayanaklar ise 1997 yılında Wohlwend ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır (Zirabut; Wohlwend Innovative, Zürih, İsviçre) (10).

Günümüzde CAD/CAM sistemler kullanılarak zirkonya dayanaklar hastaya özgü olarak üretilmekte, ya da bazı implant firmalarının prefabrik olarak ürettiği zirkonya dayanaklar kullanılabilmektedir (10, 136, 137).

Seramik dayanakların titanyum dayanaklara göre daha iyi yumuşak doku entegrasyonu göstermesi, daha estetik olması, mukozada daha az renk değişikliğine

neden olmaları gibi avantajları mevcuttur. Ancak kırılma olmaları nedeni ile mekanik olarak zayıftır ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür (6). Foong ve arkadaşlarının yayınladıkları bir in-vitro çalışmada, titanyum ve seramik dayanakların kırılma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında 22 adet implant üzerine rasgele seçilen eşit sayıda titanyum ve zirkonya dayanak kullanılmıştır. Dayanaklar üzerine ön bölge santral dişi taklit eden CAD/CAM restorasyonlar üretilmiştir. Örneklerdeki dayanaklar başarısız olana dek çiğneme fonksiyonu simüle edilmiştir. Sonuçlara göre titanyum dayanakların ortalama maksimum kırılma direnci 270 N, zirkonya dayanakların ortalama maksimum kırılma direnci ise 140 N rapor edilmiştir. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Zirkonya dayanaklardaki kırıkların implantla birleşim bölgelerinde olduğu rapor edilmiştir (137).

Tam seramik materyallerden yapılan dayanakların metal dayanaklar kadar hassas üretimi mümkün değildir ve bu durum dayanak vida gevşemesi ve/veya başka mekanik ve biyolojik komplikasyonlara zemin hazırlamaktadır (10, 136).

İmplant ve dayanak temasının metal-metal olması ve stabilizasyonlarının, belirli bir tork değeri ile yine metal bir vida aracılığıyla sağlanmasıyla, aşınma, korozyon gibi durumların klinik bir problem yaratmayacağı yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (136, 138, 139). İmplant dayanak bağlantısının metal-seramik olduğu durumlarda ise mikro hareketlilik varlığında yüzeylerde aşınma riski vardır (10, 136).

Stimmelmayr ve arkadaşlarının yayınladığı bir in-vitro çalışmada; implantlar üzerinde kullanılan tek parça titanyum ve zirkonyum dayanaklara, döngüsel yükleme uygulanmış ve implantlardaki aşınma incelendiğinde zirkonyum dayanakların anlamlı ölçüde daha yüksek aşınmaya neden olduğunu rapor edilmiştir (140).

Hem titanyum dayanakların mekanik avantajlarını, hem de seramik dayanakların estetik avantajlarını birleştirmek üzere iki parçalı dayanaklar olarak adlandırabileceğimiz hibrit dayanaklar da mevcuttur. Bu sistemlerde; titanyum prefabrike bir alt yapı üzerine, hastaya özgü olarak CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen tam seramik dayanaklar, rezin simanla laboratuvarda yapıştırılır. İki parçanın birbirine yapıştırılmasıyla elde edilen bu dayanak üzerine istenilen materyalden restorasyon üretilip kullanılabilir (8-10).

İmplantla temas alanı titanyumdan olan bu tip prefabrike dayanakların üzerine tam anatomik olarak restorasyon da üretilebilmektedir. Bu şekilde üretilen restorasyonlarda; tam seramik materyalden üretilen tam anatomik kron ve prefabrike titanyum dayanak ağız dışında, laboratuvar ortamında birbirine yapıştırıldığı için, ağız içi yapıştırma sırasında temizlenemeyen artık simanın yol açacağı peri-implantitis riski de elimine edilmektedir (10).

Hibrit dayanaklar çeşitli implant firmaları tarafından [Örneğin; (Straumann Variobase; Straumann, Bazel, İsviçre), (Camlog Titanium Base; Camlog Biotechnologies, Wimsheim, Almanya)] kendi sistemlerine uygun olarak üretilmekle birlikte, CEREC (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Almanya) firması tarafından anlaşmalı implant markalarıyla kullanılmak üzere de üretilmektedir (11, 141, 142).

CEREC firması, ürettiği bu titanyum dayanaklara Ti-Base adını vermiştir. Titanyum alt yapı ve dayanak vidası; grade 5 olup, Ti6Al4V alaşımıdır. Firmanın “Scanbody” adını verdiği parçaları kullanılıp dijital ölçü alma seçeneği de mevcuttur (11).

2.7. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi

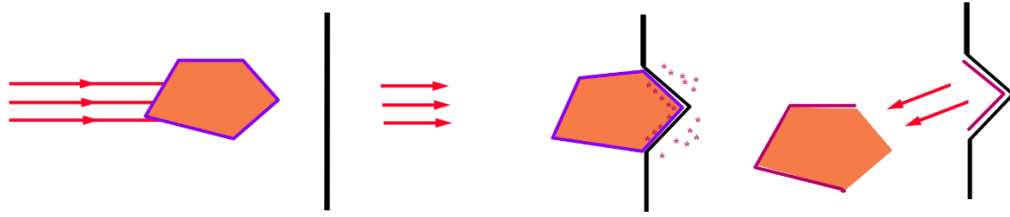
Tribokimyasal silika kaplama yöntemi; hem tam seramik hem de metal destekli restorasyonlarda, kanal postlarında, sabit restorasyonlarda seramik kırığı tamirinde, hatta kompozit dolgulara bile silanizasyonu ve rezin yapıştırıcı bağlantısını arttırmak için reaktif ve silikadan zengin yüzey oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır. Silika kaplama işleminde gereken enerjinin, objeye kinetik enerji formunda transfer edilmesinden dolayı makro düzeyde herhangi bir ısıl değişim meydana gelmemektedir. Bu nedenle uygulanan yüzey işleme ‘soğuk silikatizasyon’ adı da verilmektedir (143).

Bu yüzey modifikasyon işleminde; uygulama alanı silisyum oksit ile modifiye edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında kum, uygulama yüzeyinde 15 μm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan alanın yüzeyinde bir cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır (144).

Uygulama için özel bir kumlama cihazı da gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile uygulanabilmektedir. Örnek olarak; Silicoater (Heraus-Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya), Silicoater MD (Heraus-Kulzer), Rocatec (3M ESPE, St.Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) ve Cojet (3M ESPE) sistemleri verilebilir. Bu sistemlerde işlem; uygulama alanı olan metal ya da porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silikat tabakası ile kaplanması esasına dayanmaktadır. “Triboplazma” olarak isimlendirilen bu tabaka ile silan arasında oluşan Si-OH grupları, rezin yapıştırma ajanı ile kimyasal bağ oluşturmaktadır (145).

Rocatec sisteminin uygulamasında; uygulama yüzeyinin temiz olduğundan emin olduktan sonra triboplazma tabakasını oluşturmak üzere, silika partikülleriyle kaplanmış 110 µm’luk Al₂O₃ (Rocatec Plus) ile kumlanmaktadır. Yüzey temizliği için, gerektiği takdirde 110 µm’luk Rocatec Pre adı verilen Al₂O₃ kum da kullanılabilir. 30 µm’luk tanecik büyüklüğüne sahip, silika partikülleriyle modifiye edilmiş Al₂O₃ (Rocatec Soft) kum ise daha ufak alanlarda yapılacak yüzey pürüzlendirme işlemi için uygundur. Kum taneciklerinin yüzeye yüksek bir enerji ile çarpması, birkaç mikrometrelik küçük bir derinlikte, bir ısı oluşturur. Bu ısının ve yüksek çarpma enerjisinin etkisiyle tanecikler kısmen ergiyerek, yüzeye penetre olurlar. Yüksek çarpma enerjisi ile triboplazma, yalnızca yüzeyde kalmaz, 15 µm derinliğe kadar ulaşır (Şekil 2.1.). Isı etkisi yüzeyin birkaç mikrometrelik derinliğine kadar etkilidir. Makroskopik olarak, işlem gören yüzeyde herhangi bir ısı artışı gözlenmemektedir (146-148).

Cojet (3M ESPE, St.Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri); metal, seramik ve kompozit materyallerin silikatizasyonu için kullanılabilen bir başka sistemdir. 30 µm’luk tanecik boyutuna sahip, silika ile kaplanmış Al₂O₃ kum içermektedir. Küçük tanecik boyutu nedeniyle ağız içi uygulamalarda da kullanılabilir. Kompozit materyaller için kullanıldığında, silikatizasyonu takiben silan kullanımı da kimyasal bağlantının sağlanabilmesi için önemlidir. Cojet; 2-3 bar (30-45 psi) arası hava basıncı ile uygulama yüzeyine 2-10 mm mesafeden, yüzeye dik bir pozisyonda ve her yüzey eşit kumlanacak şekilde 15 saniye süreyle uygulanmalıdır (149, 150).



Şekil 2.1. Cojet ile tribokimyasal kaplama (Silika kaplı Al_2O_3 tanecik, yüzeye çarpışı ve silikanın yüzeyde silikatizasyonu sağlaması) (149)

Titanyum üzerine tabakalama yöntemiyle seramik uygulanması veya kompozit materyal yapıştırılması öncesinde, titanyum yüzeyinin standart Al_2O_3 yerine Rocatec Plus veya Cojet gibi bir sistemle, silika kaplı Al_2O_3 ile kumlanmasının veya SiO_2 içerikli bir jel uygulanmasının bağlantıyı arttırdığını gösteren laboratuvar çalışmaları da mevcuttur (151, 152).

2.8. Termalsiklus (Isıl Döngü)

Ağız içindeki ısı değerinin normal şartlar altında $37\pm 1^\circ C$ olduğu, ancak gün içerisinde tüketilen sıvı ve katı gıdalarla bu değer minimum $4\pm 1^\circ C$, maksimum, $55\pm 1^\circ C$ arasında değişebildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (153, 154). Meydana gelen bu ısı değişikliklerinin ise ağızdaki restorasyonlarda farklı etkileri olduğu çok sayıda çalışmayla gösterilmiştir (155-158).

Dental restoratif materyallerin ve bunların özelliklerinin doğrudan in-vivo koşullarda test edilmesinin çok zaman alıcı olması ve bazı durumlarda etik açıdan kabul edilemez olması nedeniyle, çalışmalar sıklıkla in-vitro olarak yapılmaktadır. Laboratuvar ortamında restoratif materyallerin, dişlerin ve bunların birbirleri arasındaki bağlantı dayanıklılığı gibi özelliklerinin incelenebilmesi için, ağız ortamında uzun süre kullanımı taklit edebilen yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri olan ısıl döngü sıklıkla kullanılmaktadır (159-161).

Isıl döngü cihazında; test edilen örnekler farklı sıcaklıklara sahip iki farklı havuz içerisinde, değişen sürelerde ve sayıda bekletilebilmektedir. Örnekleri, havuzlarda 15-60 saniye arasında değişen süreyle bir kez sıcak, bir kez soğuk suya daldırma işlemine “devir” denilmektedir. Örneklerin iki havuz içindeki bekleme süreleri ve havuzlar arası geçişteki toplam sürelerine “devir süresi” denmektedir. İki havuz arası geçiş süresinin 5-10 saniye olması önerilmektedir. Kullanılan iki

havuzdaki sıcaklık değerlerinin ağız ortamını taklit edebilmesi için önerilen ısılar en düşük 4°C-8 °C, en yüksek ise 45 °C-60 °C'dir (162-164).

2.9. Bağlanma Dayanıklılığını Ölçmede Kullanılan Test Yöntemleri

İki materyal arasındaki bağlanma dayanıklılığını laboratuvar ortamında ölçmek için, makaslama (*shear*) bağlanma testi, çekme (*tensile*) ve mikrotensile bağlanma testleri gibi çeşitli test yöntemleri önerilmektedir (165-167)

2.9.1. Çekme (*Tensile*) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Tensile bağlanma dayanıklılığı testlerinde, bağlantıyı ölçmek için diş dokusuna 90°'lik bir açı ile kuvvet uygulanmaktadır. Gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres birikimine neden olmamasına dikkat edilmelidir. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel aparatlar tanımlanmıştır (168). Bu yöntemde örnek hazırlanması sırasında bağlantı yüzeyinde mikroçatlak oluşma riski vardır (169).

Çekme testi, adeziv simanların değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir çünkü birçok yapıştırıcı ajan çekme kuvvetlerine karşı zayıftır (170). ISO 11405 (2003) dokümanında; bağlantı direncine bakılırken uygulanan kuvvetin, örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir. Test için önerilen gerilimi oluşturacak standart çekme hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk'dır (171).

2.9.2. Mikroçekme (*Microtensile*) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Mikroçekme bağlanma dayanıklılığı testi; iki farklı materyalden elde edilen barların birbirine yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dk hızla ters yönlere çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci; uygulanan maksimum kuvvetin, barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (172).

Mikrotensile testinin; yapım işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet ve özel donanım gerektirmesi, 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanıklılığı değerlerinin

ölçülmesinin zor olması ve çok küçük örneklerde su kaybının olması gibi dezavantajları vardır (173, 174).

2.9.3. 3-4 Nokta Eğme Testleri

Kırılğan maddelerin çeşitli uçlar arasına yerleştirilerek statik eğme yüklemesi altında dayanıklılığı ölçülmesine eğilme dayanıklılığı denilmektedir (175). Üç nokta bükme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (21).

Eğme testlerinin en önemli avantajı, kullanılan örneğin bir yüzünde çekme gerilimi, diğer yüzünde ise basma gerilimi oluşturmasıdır. Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek bir kırılğan materyalin hem de metal-seramik gibi iki bileşenli yapıların dayanıklılığını ölçmek için kullanılabilir (176).

2.9.4. Makaslama (*Shear*) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma dayanıklılığı testi iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dk veya 1mm/dk hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı bir in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (166, 177, 178). Bu test oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test yöntemidir (177). Birbirine yapıştırılmış iki farklı materyal, test cihazına yatay olarak yerleştirildikten sonra, ara yüzeylerine mümkün olduğunca yakın bir mesafeden dik bir şekilde kuvvet uygulanması esasına dayanmaktadır. Makaslama bağlanma dayanıklılık testinin; literatürde, bağlanma dayanıklılığını ölçmek için en yaygın olarak kullanılan test yöntemi olduğu rapor edilmiştir (179-181)

2.9.5. Mikromakaslama (*Microshear*) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Makaslama bağlanma dayanıklılığı test yönteminden tek farkı; birbirine yapıştırılan örneklerin temas alanınının 3mm² veya daha az olmasıdır (182). Makaslama

bağlanma dayanıklılığı test yöntemi ile mikromakaslama bağlanma dayanıklılığı test yöntemlerini sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanarak karşılaştıran bazı çalışmalarda mikromakaslama test yöntemiyle test edilen örneklerde eşit stres dağılımının olmadığı ve buna bağlı olarak makaslama bağlanma dayanıklılığı test yönteminin daha güvenilir olduğu rapor edilmiştir (180, 183).

2.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin yüzeylerindeki mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. SEM, elektron-optik denem bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanılmaktadır. SEM’ de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir. Temel prensip, bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Yüzeyi incelenecek örnekler, hassas bir inceleme için altın kaplama aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplandıktan sonra incelenecek örneğe dar ve gittikçe genişleyen elektron demetleri gönderilerek tarama yapılmaktadır (184-186). Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzeydeki atomlar, sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevirilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (187, 188).

2.11. Enerji Ayrımlı X-Işını Analizi (EDAX)

EDAX; taramalı elektron mikroskobu ile incelenmek istenen katı cismin yüzey topografisini, elemental analizini ya da kimyasal karakterizasyonunu belirlemek için kullanılan analitik bir yöntemdir. Her ne kadar taramalı elektron mikroskobunun başlıca kullanım amacı detektöre ulaşan elektronlar sayesinde görüntüler oluşturmak olsa da, cihaza eklenen bir X-ray spektrometresi sayesinde, incelenen cismin yüzeyindeki elemental dağılımı bir harita olarak veya görüntü olarak gösterebilmektedir (189, 190).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (proje kodu: THD-2016-11384) kısmi olarak desteklenen tez çalışmamızda kullanılan titanyum örnekler Optik Torna San. Tic. Ltd. Şti. 'de Grade V titanyum barlardan (Şekil 3.1), CNC (*Computer Numerical Control*) (Goodway GLS200Y, Goodway Machine Corp., Taichung City, Tayvan) torna cihazında üretildi. Tam seramik örneklerin tasarım ve üretim aşamaları ise Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı'nda yapıldı. Hazırlanan örneklerin testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda yapıldı. Örneklerin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi ise Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Dental implantların üzerine yapılacak restorasyonlar; hastalardaki yüksek estetik beklentileri karşılamalı ve aynı zamanda da implantın ve çevre dokuların uzun yıllar sağlıklı hizmet vermesini sağlamalıdır. Bu amaç için geliştirilmiş; implantla temas alanı titanyum olan prefabrike dayanakların üzerine tam anatomik olarak üretilen tam seramik restorasyonlar güncelliğini korumaktadır. Bu şekilde üretilen restorasyonlarda; tam seramik materyalden kazınan tam anatomik kronlarla estetik beklentiler karşılanırken, prefabrike titanyum dayanak ve kron, ağız dışında, laboratuvar ortamında birbirine yapıştırıldığı için, ağız içi yapıştırma sırasında temizlenemeyen artık simanın yol açacağı peri-implantitis riski de ortadan kalkmaktadır. Ancak tam seramik materyallerin, Grade V titanyum ile makaslama bağlanma dayanıklılığını inceleyen yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.

Bu nedenle tez çalışmamızda; Grade V titanyumun, simantasyon yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılarak ve yapılmadan; iki farklı rezin siman ve üç farklı tam seramik materyal ile makaslama bağlanma dayanıklılığını test etmek için her bir grupta 10 örnek olmak üzere 12 farklı grup oluşturuldu. Çalışmada kullanılan tam seramik materyaller ve üretici firmaları Tablo 3.1.'de, rezin simanlar ve üretici firmaları Tablo 3.2.'de ve deney grupları Tablo 3.3. de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Tam Seramik Materyaller Ve Üretici Firmaları

Materyal	Üretici Firma	Ürün Seri Numarası
IPS E.maxCAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	U20023, U15679
VITA Suprinity	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	49340, 38952
VITA Enamic	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	46500, 43230

Tablo 3.2. Rezin Simanlar Ve Üretici Firmaları

Materyal	Üretici Firma	Ürün Seri Numarası
Panavia 21	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	000025
Multilink Hybrid Abutment	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	V17294

Tablo 3.3. Deney Grupları

Gruplar	Tribokimyasal Kaplama	Kullanılan Tam Seramik	Kullanılan Rezin Siman
Grup 1	Var	IPS E.maxCAD	Panavia 21
Grup 2	Var	IPS E.maxCAD	Multilink Hybrid Abutment
Grup 3	Yok	IPS E.maxCAD	Panavia 21
Grup 4	Yok	IPS E.maxCAD	Multilink Hybrid Abutment
Grup 5	Var	VITA Suprinity	Panavia 21
Grup 6	Var	VITA Suprinity	Multilink Hybrid Abutment
Grup 7	Yok	VITA Suprinity	Panavia 21
Grup 8	Yok	VITA Suprinity	Multilink Hybrid Abutment
Grup 9	Var	VITA Enamic	Panavia 21
Grup 10	Var	VITA Enamic	Multilink Hybrid Abutment
Grup 11	Yok	VITA Enamic	Panavia 21
Grup 12	Yok	VITA Enamic	Multilink Hybrid Abutment

3.2. Titanyum Örneklerin Hazırlanması

Titanyum örnekler (12x12x15 mm) Grade V titanyum hazır barlardan CNC torna cihazı kullanılarak üretildi. Örneklerin 12 mm x 12 mm'lik yüzeylerinden bir tanesi, implant dayanaklarının simantasyon yüzeyini taklit etmek üzere polisajlandı (Şekil 3.2.).


ARON TITANIUM

MILL TEST CERTIFICATE

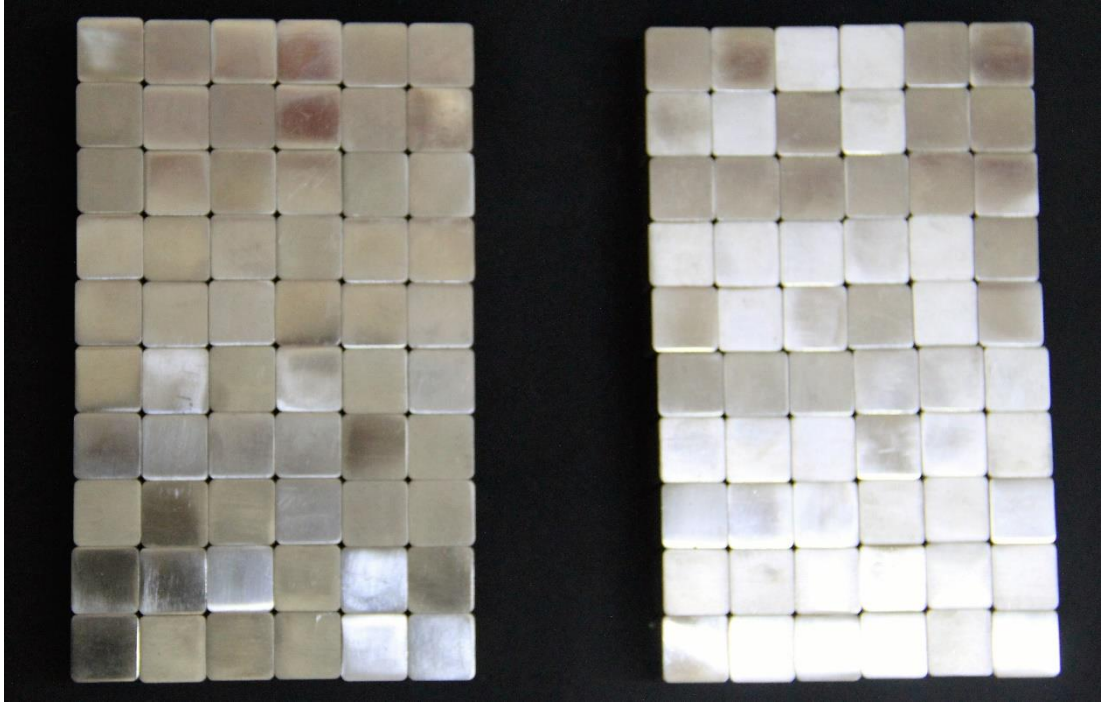
No.: 20130326-2

EN10204 3.1

DATE:4th.May.2014

Commodity:Gr5 Titanium Bar				Finish :ANNEALED				
Specification : 6AL4V ASTM B348								
Size [mm]	Heat No.	Quantity [pc]	Total Net Weight [kg]	Lot No.				
Φ26*3000	/	1	7.2	/				
Φ22*3000		1	9.5					
Chemical Composition (WT%)								
Requirement	Ti	AL	V	Fe	C	N	H	O
	Remainder	≤	≤	≤	≤	≤	≤	≤
		5.5~6.75	3.5~4.5	0.40	0.08	0.05	0.015	0.20
	6.0	4.1	0.10	0.02	0.015	0.003	0.10	
Tensile Test								
Requirement MIN	Tensile Strength	Yield Strength 0.2%	Elongation	Remainder				
	[Mpa]	[Mpa]	[%]	[%]				
	895 MIN	828MIN	10MIN	25MIN				
Result	985	885	20	34				
Other Test								
Visual Inspection	Dimensional Inspection		DPI					
Acceptable	Acceptable		Acceptable					
Micro Structure	Surface Contamination Test		Ultrasonic Test					
Acceptable	Acceptable		/					
I hereby certify product conforms to ALL specifically listed technical requirements, and other requirements for these specifications. Furthermore, I certify the above quantitative were derived from testing and analysis and are in accordance with the reference specification(s) requirements.								
 MANAGER OF QUALITY DEPARTEMENT SHAANXI YUNZHONG INDUSTRY DEVELOPMENT CO.,LTD								

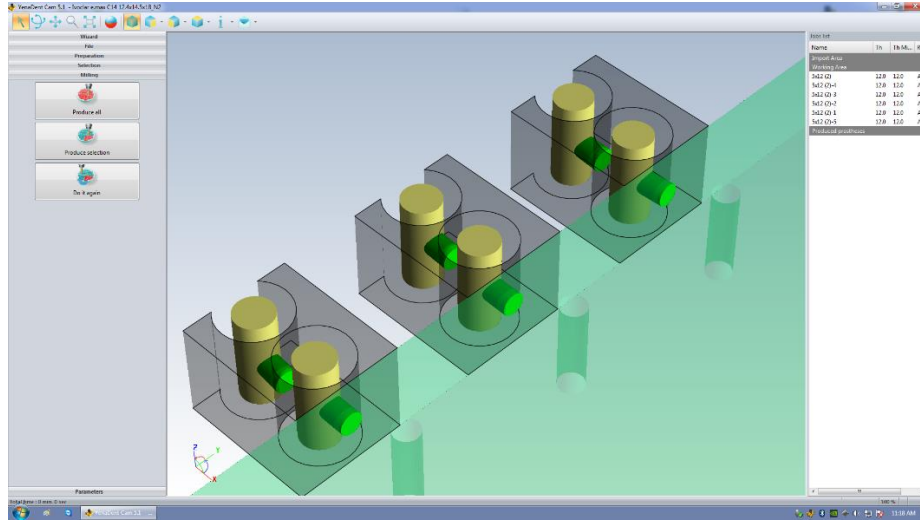
Şekil 3.1. Titanyum Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Materyalin Özellikleri



Şekil 3.2. Titanyum Örneklerin Polisajlı Yüzeyleri

3.3. Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması

IPS e.maxCAD örnekler parsiyel kristalize bloklardan (18 mm x 14.5 mm x 12.4 mm) elde edildi. Her bir bloğun yatay eksenine dik olacak şekilde, 5 mm çapında ikişer adet silindir tasarlandı. Tasarım Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı bünyesindeki Dental Wings 7 CAD (Dental Wings Inc., Montreal, Kanada) sistemiyle hazırlandı (Şekil 3.3.). Toplam 10 adet bloktan 20 adet silindir, aynı laboratuvarda bulunan Yenadent D30 CAM (Yenadent Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) cihazında kazınarak elde edildi (Şekil 3.4.). Silindir blokların tijleri; düşük grenli elmas frez kullanılarak, dijital kumpasla kalınlık kontrol edilerek uzaklaştırıldı.



Şekil 3.3. Dental Wings 7 CAD Sisteminde Tasarlanmış Silindir Şeklindeki Seramik



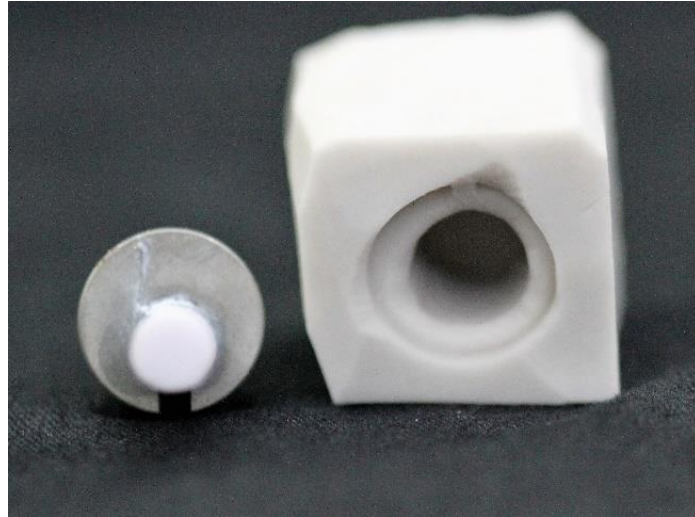
Şekil 3.4. Yenadent D30 Cihazında Silindir Bloğun Kazınması

Her bir silindir blok, hassas testere cihazına tutturulabilmek için uygun metal tutuculara Evobond 502 japon yapıştırıcısı ve Quickstar aktivatör kullanılarak yapıştırıldı (Şekil 3.5.). Silindir şeklindeki bloklardan kesit alınırken seramik materyalin kenarlarında olası *chippingini* önlemek üzere, silindir blok etrafına bir adet tabaka mum sarıldı ve putty kıvamındaki silikon ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) ile negatif kopyası elde edildi (Şekil 3.6.). Elde edilen

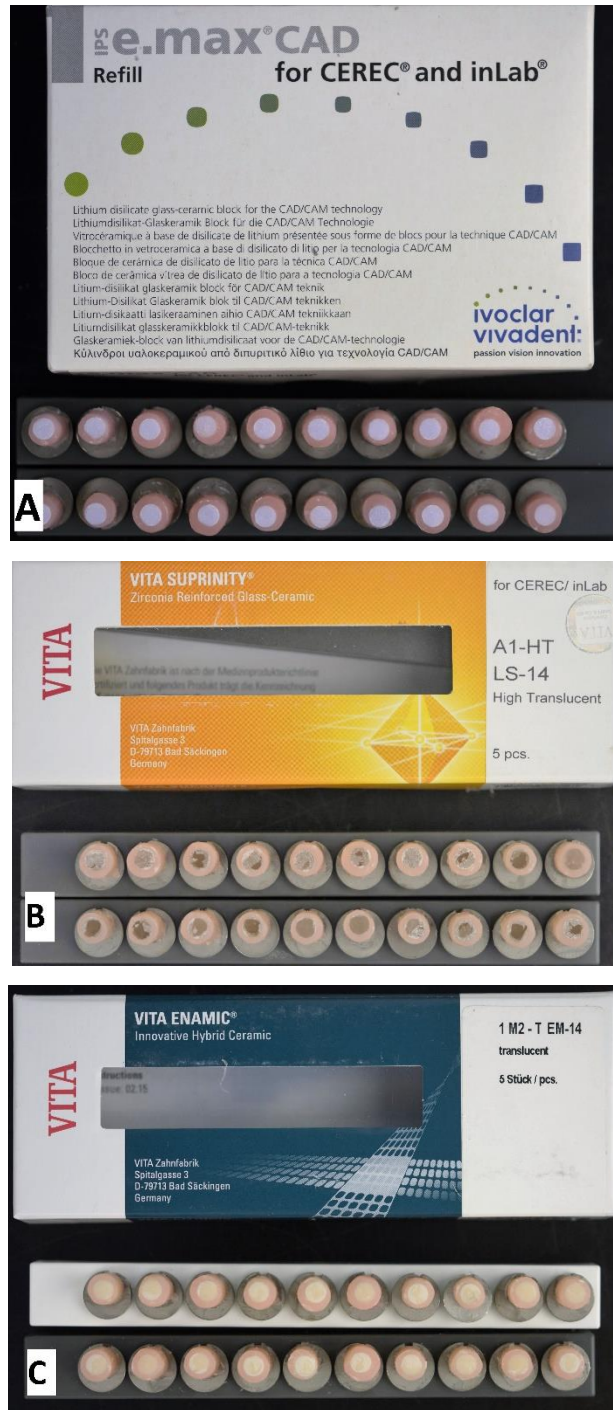
negatif kopya yardımıyla, her bir silindirik blok, akrilik (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya) kullanılarak desteklendi. Bu işlemlerin tamamı VITA Suprinity ve VITA Enamic örneklerin hazırlanabilmesi için tekrarlandı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.5. Silindir Blok ve Yapıştırıldığı Metal Tutucu



Şekil 3.6. Silindir Blok Ve Akril Tepimi İçin Elde Edilen Negatif Kopya



Şekil 3.7. 3mm Kalınlıkta Kesitler Elde Etmek Üzere Hazırlanmış, Akrille Desteklenen Silindir Bloklar. A, Ips E.Maxcad; B, Vita Suprinity; C, Vita Enamic

Her bir silindir blok, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarındaki Metkon Microcut 201 (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) hassas testere cihazı yardımıyla 3 mm kalınlıkta kesitlere ayrıldı (Şekil 3.8.).



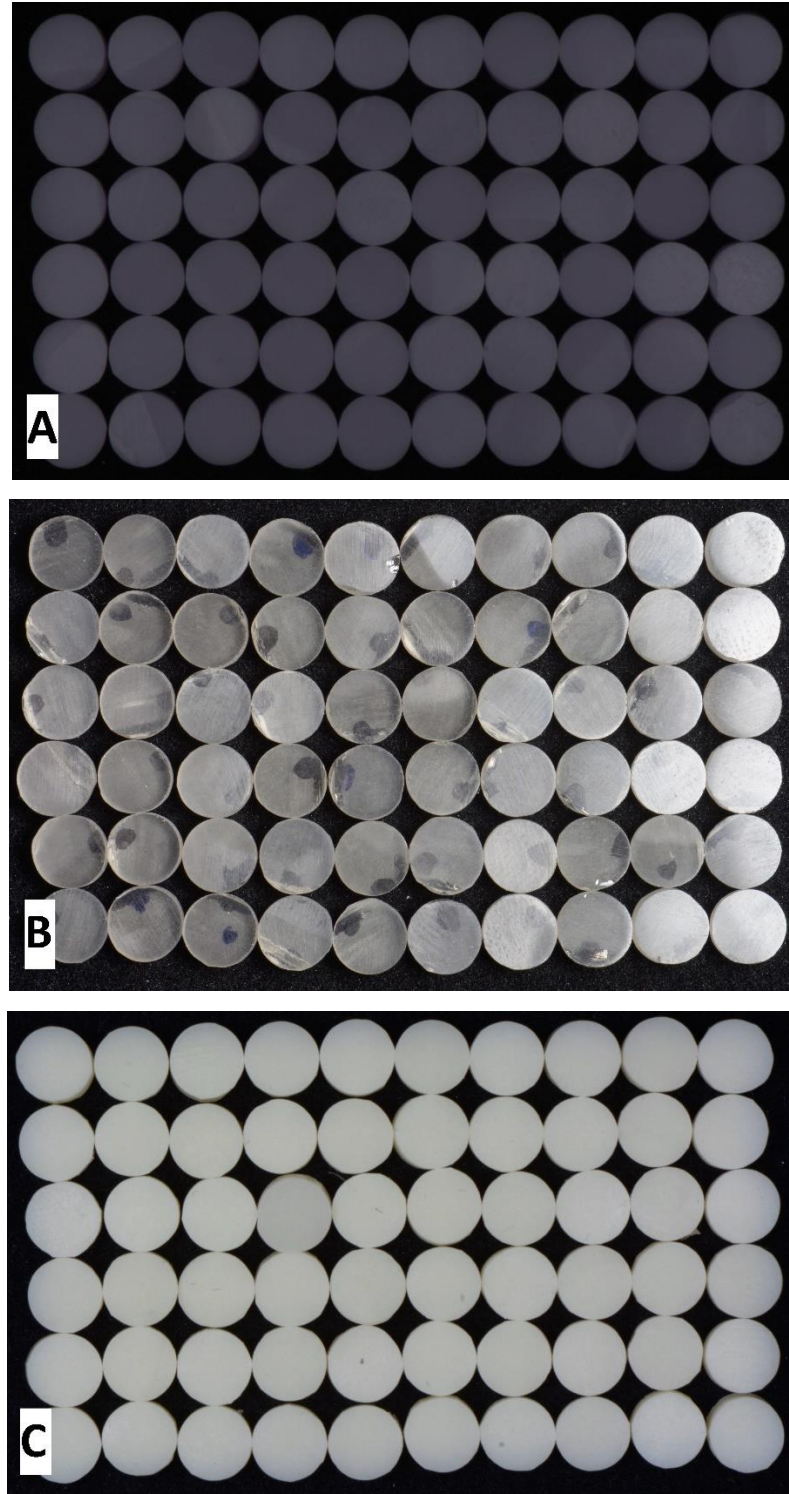
Şekil 3.8. Kesitlere ayrılmış IPS e.maxCAD örnekler

Her bir örneğin etrafındaki akril tabaka dikkatlice uzaklaştırıldıktan sonra tüm örneklerin, titanyuma yapıştırılacak yüzeyleri sırasıyla 600, 800 ve 1200 *gritlik* su zımparası ile 10'ar saniye süreyle polisajlandı. Bu işlem için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarındaki Metkon Gripo 2V (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) polisaj cihazı kullanıldı (Şekil 3.9.). Simantasyon yapılacak yüzeyin karıştırılmaması için, her bir örneğin polisajlanmayan yüzeyleri asetat kalemı ile işaretlendi.



Şekil 3.9. Metkon Gripo 2V polisaj cihazı

Her bir silindir bloktan üçer tane, toplam 180 tane, simantasyon yüzeyleri polisajlanmış seramik örnek elde edildi (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Tam seramik örneklerin polisajlanmış yüzeyleri. A, IPS e.maxCAD; B, VITA Suprinity; C, VITA Enamic

Seramik örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Ultrasonic Cleaner Suc-110, Shofu, Kyoto, Japonya) distile su içerisinde 5 dakika temizlendi ve kuru hava ile kurutuldu.

IPS e.maxCAD seramik örneklerin; simantasyonda kullanılmayacak yüzeylerine IPS e.maxCAD Crystall glaze likidi sürüldükten sonra, Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) porselen fırınında üretici firmanın önerileri doğrultusunda kristalizasyon işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.11.).



Şekil 3.11. IPS e.maxCAD seramik örneklerin kristalizasyon fırınlaması

VITA Suprinity seramik örneklerin; simantasyonda kullanılmayacak yüzeylerine glaze likidi sürüldükten sonra, VITA V60 i-line (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) porselen fırınında üretici firmanın önerileri doğrultusunda kristalizasyon işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.12).

Isıl işlem gören seramik örneklerin simantasyonda kullanılmayacak yüzeyleri, herhangi bir karışıklık olmaması için tekrardan asetat kalem ile işaretlendi.



Şekil 3.12. VITA Suprinity seramik örneklerin kristalizasyon fırınlanması

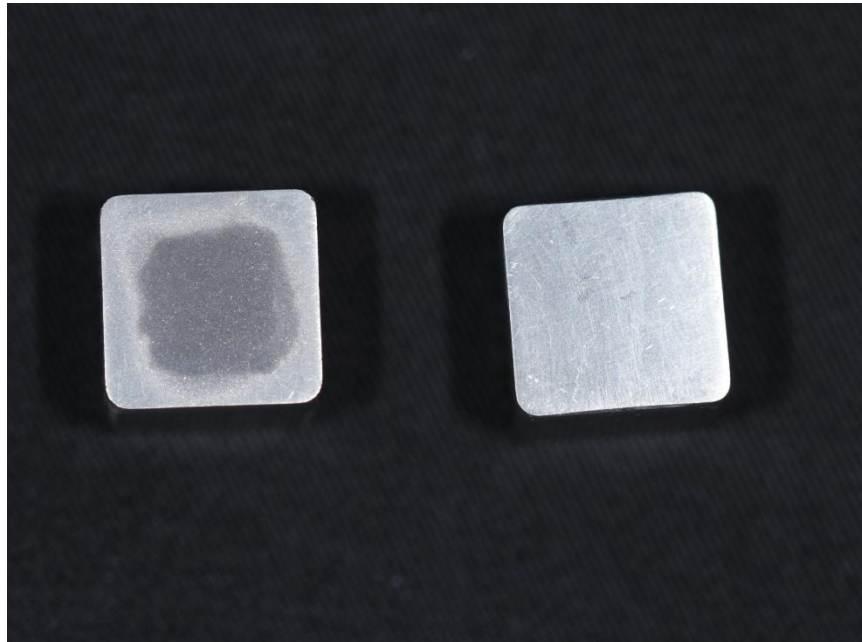
VITA Enamic seramik örnekler, içeriğinde bulunan rezin nedeniyle, üretici firma talimatları doğrultusunda herhangi bir ısı işleme tabi tutulmadı.

3.4. Titanyum Örnekler Tribokimyasal Kaplama Uygulanması

Çalışmada oluşturulan deney grupları esas alınarak, titanyum örneklerin 60 tanesi ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 5 dakika temizlendi ve kuru hava ile kurutuldu. Bunun ardından her bir örneğin simantasyonda kullanılmak üzere polisajlanmış yüzeyine, Cojet (3M ESPE, St.Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) sistemi kullanılarak 10mm mesafeden, 2.8 bar basınç ile 15-20 saniye boyunca, mat bir yüzey görünümü elde edilene kadar tribokimyasal kaplama yapıldı (Şekil 3.13. ve 3.14.).



Şekil 3.13. Titanyum örneklerin polisajlı yüzeylerine Cojet uygulanması



Şekil 3.14. Tribokimyasal kaplama uygulanmış ve uygulanmamış titanyum örnekler

3.5. Seramik ve Titanyum Örneklerin Simantasyon İçin Hazırlanması

Titanyum örnekler simantasyon öncesinde ultrasonik temizleme cihazında, distile su içerisinde 5 dakika temizlendi ve kuru hava ile kurutuldu.

Her bir seramik grubu için elde edilen 60'ar örneğin arasından tam olarak 5 mm çapa sahip 40'ar örnek dijital kalınlık ölçer ile belirlendi ve simantasyonda kullanılmak üzere seçildi (Şekil 3.15).



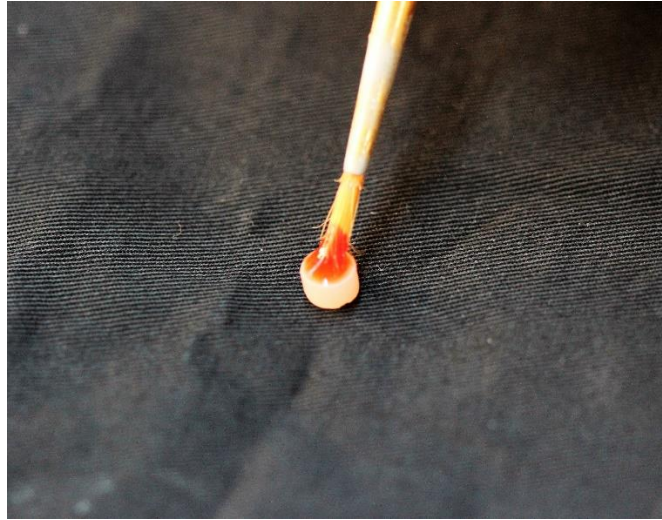
Şekil 3.15. Seramik kalınlıklarının dijital kalınlık ölçer yardımı ile ölçülmesi

Kullanılacak seramik örnekler simantasyon öncesinde ultrasonik temizleme cihazında, distile su içerisinde 5 dakika temizlendi ve kuru hava ile kurutuldu.

Simantasyon öncesinde her bir seramik örneğe 60 sn boyunca %5'lik hidroflorik asitle (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kimyasal pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.16. ve 3.17.).



Şekil 3.16. Simantasyon öncesi seramik örneklere uygulanan hidroflorik asit



Şekil 3.17. Seramik örneklere hidroflorik asit uygulanması

Her bir seramik ve titanyum örneğin simantasyon yüzeyine *universal adeziv* (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve yüzey kuruyana kadar beklendi (Şekil 3.18. ve 3.19.).



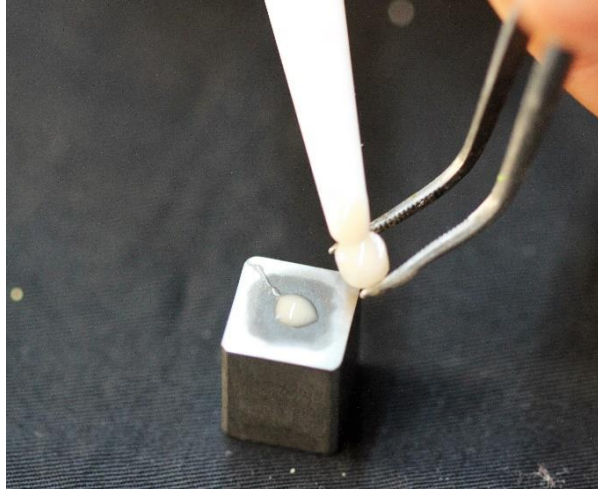
Şekil 3.18. Seramik örneklere Monobond Plus uygulanması



Şekil 3.19. Titanyum örneklere Monobond Plus uygulanması

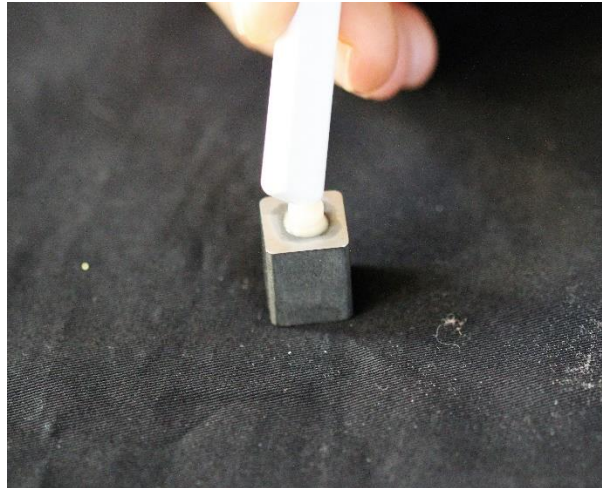
3.6. Seramik ve Titanyum Örneklerin Simantasyonu

Tablo 3.3.'de verilen deney gruplarına göre kullanılacak rezin siman seçilerek üretici firmaların talimatlarına uygun olarak karıştırıldıktan sonra eş zamanlı olacak şekilde titanyum ve seramik yüzeylere uygulandı (Şekil 3.20.).



Şekil 3.20. Simantasyon yüzeylerine rezin siman uygulanması

Seramik örnek, titanyum yüzeyine bir presel yardımıyla yerleştirildi ve parmak basıncıyla 60 sn boyunca beklendi (Şekil 3.21.). Beklemenin ardından, seramiğin tam üzerinden ve seramiği ortalayacak şekilde LED ışık cihazı (3M ESPE Elipar S10, St.Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) ile 10 sn ışık uygulandı. Fazla siman, temiz bir fırça ve sond yardımıyla dikkatlice uzaklaştırıldı ve örneklerin etrafına Oxyguard II (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) uygulandı (Şekil 3.22.).



Şekil 3.21. Örneklerin parmak basıncıyla sabitlenmesi



Şekil 3.22. Fazla siman uzaklaştırıldıktan sonra Oxyguard II uygulaması

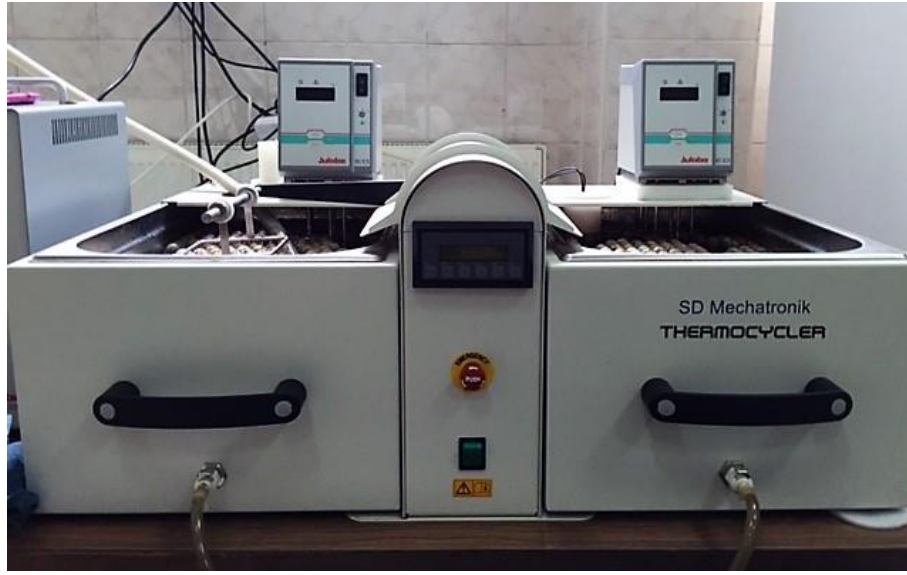
Simantasyon başlangıcından itibaren 7 dk beklendikten sonra Oxyguard II hava su spreyi ile uzaklaştırıldı ve örneklere ışıkla polimerizasyon cihazında (Solidlite V, Shofu Inc., Kyoto, Japonya) 60 sn ışık uygulandı (Şekil 3.23.).



Şekil 3.23. Örneklerin ışıkla polimerizasyon cihazına yerleştirilmesi

3.7. Isıl Döngü

Simantasyonu tamamlanan örnekler, 24 saat içerisinde ısıl döngüye tabi tutulmak üzere SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronik GmbH, Westerham, Almanya) cihazına yerleştirildi (Şekil 3.24.). Tüm örneklere $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ve $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de 5000 kez ısıl döngü uygulandı. Örnekler her bir ısıl döngü için 25 sn bir havuzda, 25 sn diğer havuzda bekletildi. Havuzlar arası geçiş süresi ise 10 sn olarak ayarlandı.



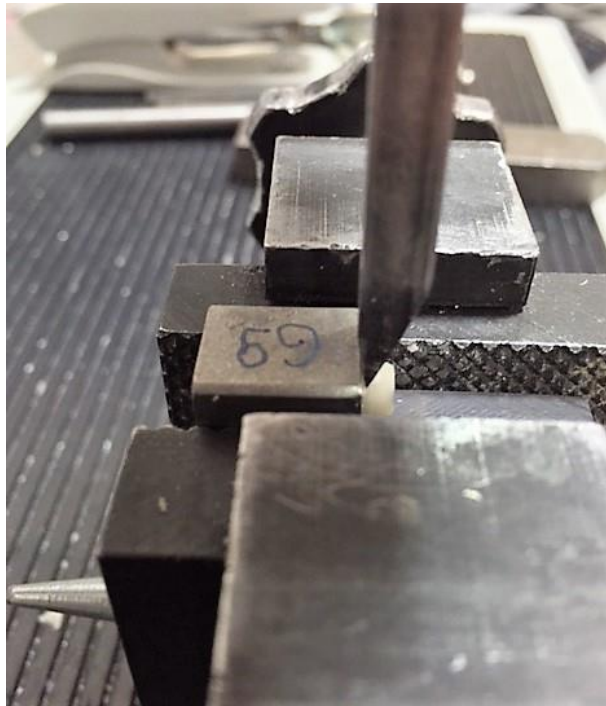
Şekil 3.24. Otomatik ısıl döngü cihazı

3.8. Makaslama (*Shear*) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Makaslama bağlanma dayanıklılık testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan Lloyd LRX (Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) üniversal test cihazında gerçekleştirildi (Şekil 3.25). Cihaz; 5 mm çapında olan örnekler tanımlandıktan sonra, 1 mm/dk hızda sürekli artan kuvvet uygulayacak şekilde programlandı. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulanmadan önce örneklerin her biri, kuvvetin bağlantı yüzeyine 90°C açıyla ve bağlantı yüzeyine mümkün olan en yakın mesafeden uygulanabilmesi için mengene sistemi ile cihaza sabitlendi (Şekil 3.26.). Her bir örnekte ayrılmanın gerçekleştiği değer Newton (N) olarak kaydedildi. Kaydedilen değerler, seramik örneklerin yüzey alanlarına bölünerek N'dan, MPa basınç birimine çevrildi.



Şekil 3.25. Üniversal test cihazı



Şekil 3.26. Örneklerin üniversal test cihazına sabitlenmesi

3.9. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi

Örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılık testi tamamlandıktan sonra, her gruptan seçilen birer titanyum ve seramik örnekle birlikte simantasyonda kullanılmamış, fazladan iki titanyum örnek Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda Polaron Range Sputter Coater (Quorum Technologies, Ashford, İngiltere) cihazı kullanılarak altın ile kaplandı. Simantasyonda kullanılmayan titanyum örneklerden biri tribokimyasal kaplama yapılmış, diğeri ise yapılmamış olacak şekilde seçildi. Örneklerin görüntüleri aynı laboratuvarda FEI Quanta 400 FEG (FEI, Oregon, Amerika Birleşik Devletleri) SEM cihazı kullanılarak kaydedildi. Çalışmada kullanılmayan titanyum örneklerin yüzeyleri x1000 büyütmede görüntülendi ve kaydedildi. Görüntülere EDAX yöntemiyle elemental analiz yapıldı. Diğer titanyum ve seramik örneklerin yüzeyleri x250 büyütmede görüntülendi ve kaydedildi.

3.10. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS Statistics versiyon 22 yazılımı ile değerlendirildi.

Sayısal verilerin normal dağılıp dağılmadığı Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Değişkenler arasındaki farklılık; 2 grup varlığında bağımsız gruplarda t-testi, 3 ya da daha fazla grup varlığında, bağımsız gruplarda tek yönlü varyans analizi (*One-way ANOVA*) ile incelendi. Tek yönlü varyans analizinde farklılığı yaratan grup ya da grupları belirlemek için Post Hoc Duncan testi kullanıldı.

Pürüzlendirme, siman tipi, seramik tipinin makaslama bağlanma kuvveti üzerine etkisi ve değişkenlerin birbirleriyle etkileşimi 2x2x3 faktöriyel ANOVA ile incelendi. $p < 0,05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinde; Grade V titanyumun, simantasyon yzeyine tribokimyasal kaplama yapılarak ve yapılmadan, iki farklı rezin siman ve uę farklı tam seramik materyal ile arasındaki bağlantı dayanıklılığı MPa değerleriyle incelenmiştir.

Shapiro-Wilk testi yapılmış ve değerlerin normal dağılımda olduğu gızlenmiştir. Bağımsız gruplar arası yapılan tek ynlü varyans analizinin tanımlayıcı istatistiklerine gze; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gzlmmüştür ($p=0.001$) (Tablo 4.1.). Tek ynlü varyans analizinde farklılığı yaratan grup ya da grupları belirlemek için Post Hoc Duncan testi kullanılmıştır (Tablo 4.2.).

Tablo 4.1 Test Gruplarının Tek Ynlü Varyans Analizine Gze Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

Gruplar	Örnek Sayısı	En Düşük (MPa)	En Yüksek (MPa)	Ortalama (MPa)	Std. Sapma (MPa)
Grup 1	10	15,73	29,06	20,43	3,85
Grup 2	10	21,77	40,84	29,11	6,23
Grup 3	10	12,74	23,93	17,52	3,70
Grup 4	10	17,53	42,09	25,61	7,83
Grup 5	10	18,00	20,73	19,30	1,10
Grup 6	10	19,85	26,21	22,07	2,18
Grup 7	10	10,48	22,77	17,37	3,49
Grup 8	10	15,87	26,30	19,68	3,15
Grup 9	10	14,74	18,25	16,82	1,16
Grup 10	10	14,69	22,41	19,07	2,37
Grup 11	10	12,41	17,77	15,07	2,00
Grup 12	10	8,10	21,11	16,83	4,43

Tablo 4.2. Test Gruplarının Post Hoc Duncan Testi Sonuçları

Grup	Örnek Sayısı	Grupların Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)				
Grup 2	10	29,11				
Grup 4	10		25,61			
Grup 6	10			22,07		
Grup 1	10			20,43	20,43	
Grup 8	10			19,68	19,68	
Grup 5	10			19,30	19,30	
Grup 10	10			19,07	19,07	
Grup 3	10				17,52	17,52
Grup 7	10				17,37	17,37
Grup 12	10				16,83	16,83
Grup 9	10				16,82	16,82
Grup 11	10					15,07

Test gruplarının Post Hoc Duncan testi sonuçlarına bakıldığında;

Grup 2’de elde edilen ortalama 29,11 MPa’lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Grup 4’te elde edilen ortalama 25,61 MPa’lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, Grup 2’den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük ($p<0,05$), diğer gruplardan ise daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Grup 6’da elde edilen ortalama 22,07 MPa’lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, Grup 2 ve Grup 4’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük ($p<0,05$), Grup 3, 7, 12, 9 ve 11’den ise yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Grup 1, 8, 5 ve 10 ile ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

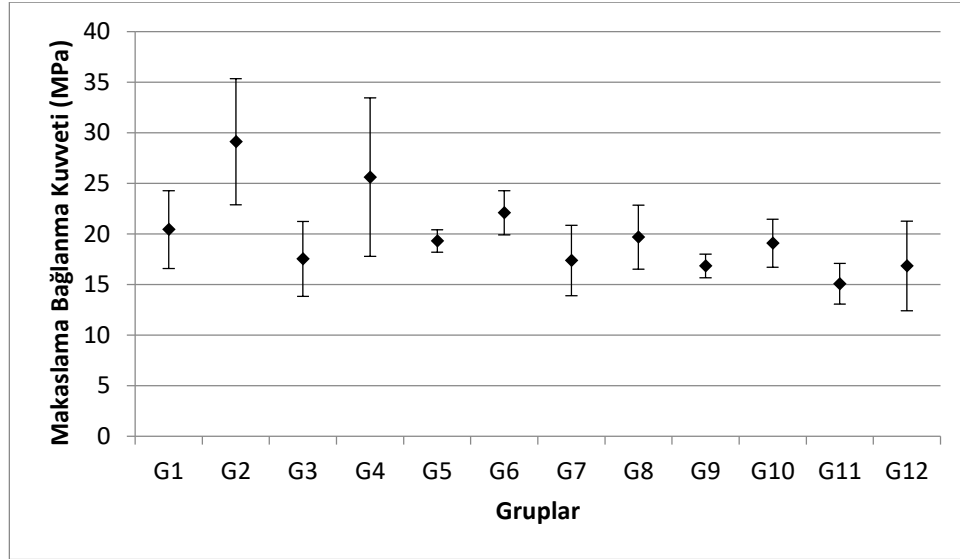
Grup 1, 8, 5, ve 10’da elde edilen, sırasıyla ortalama 20,43 MPa, 19,68 MPa, 19,30 MPa ve 19,07 MPa’lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu grupların bağlantı dayanıklılığı değerleri; Grup 2 ve Grup 4’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük ($p<0,05$), Grup 11’den ise yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Grup 6, 3, 7, 12 ve 9 ile ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Grup 3, 7, 12, ve 9’da elde edilen, sırasıyla ortalama; 17,52 MPa, 17,37 MPa, 16,83 MPa ve 16,82 MPa’lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu grupların makaslama bağlanma

dayanıklılığı değerleri; Grup 2, 4, ve 6'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Grup 1, 8, 5, 10 ve 11 ile ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Grup 11'de elde edilen ortalama 15,07 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri; Grup 2, 4, 6, 1, 8, 5 ve 10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Grup 3, 7, 12 ve 9 ile ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Grupların makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri Şekil 4.1.'de grafik olarak verilmiştir



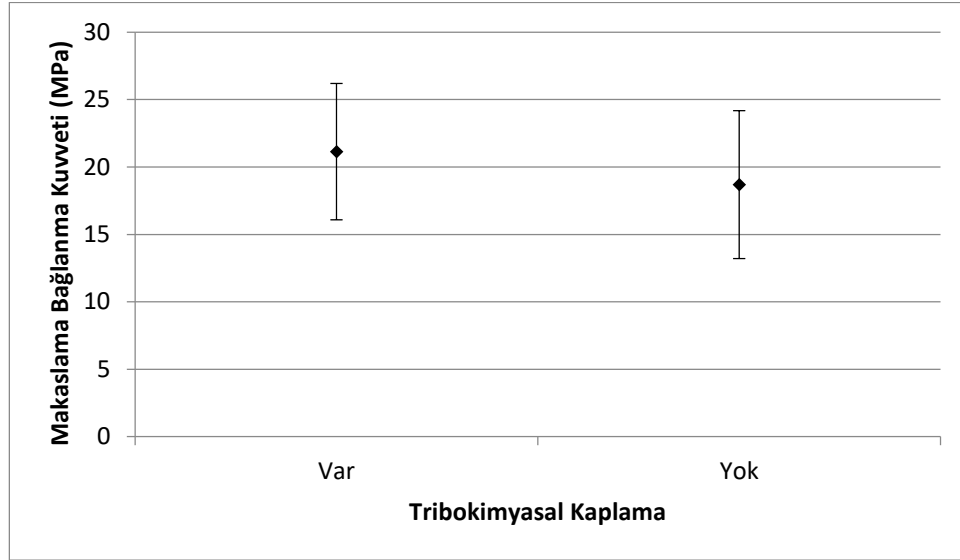
Şekil 4.1 Test gruplarının makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri (MPa)

Kullanılan seramik tipi ve rezin siman tipi dikkate alınmadan, yalnızca titanyum örneklerin yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılıp yapılmamasına göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla t-Test kullanılmıştır.

Titanyum örneklerin yüzeyine tribokimyasal kaplama uygulanan ve uygulanmayan 60'ar örneğin makaslama bağlanma dayanıklılığı; tribokimyasal kaplama yapılan örneklerde ortalama 21,13 ($\pm 5,06$) MPa, tribokimyasal kaplama yapılmayan örneklerde ise ortalama 18,68 ($\pm 5,48$) MPa bulunmuştur (Şekil 4.2.).

Titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılan örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri, tribokimyasal kaplama yapılmayan

örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,012$).

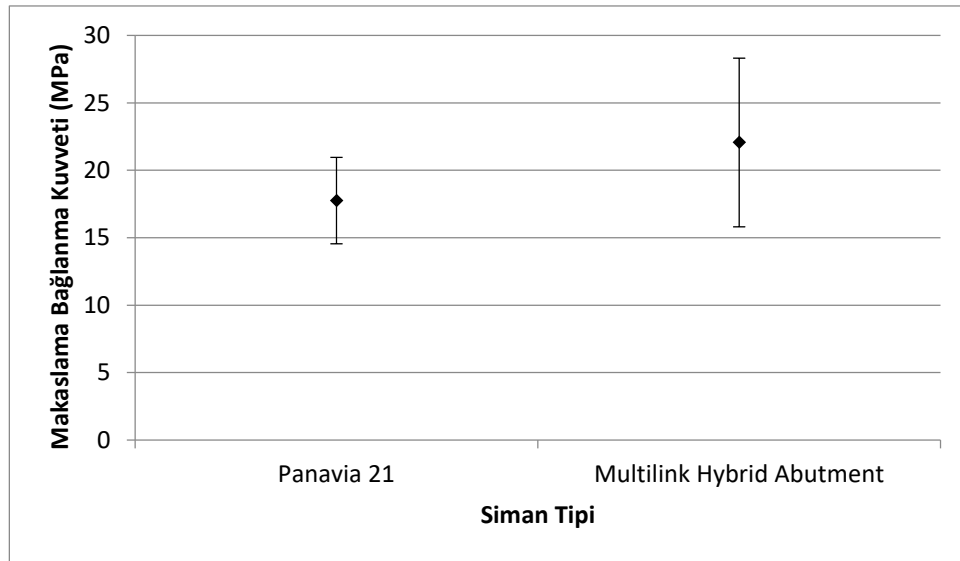


Şekil 4.2. Yüzeylerine tribokimyasal kaplama yapılan ve yapılmayan titanyum örneklerin makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları

Titanyum örneklerin yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılıp yapılmaması ve kullanılan seramik tipi dikkate alınmadan, yalnızca kullanılan rezin siman tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla t-Test kullanılmıştır.

Panavia 21 ve Multilink Hybrid Abutment simanlarıyla yapıştırılan 60'ar örneğin makaslama bağlanma dayanıklılığı; Panavia 21 ile yapıştırılan örneklerde ortalama $17,75 (\pm 3,20)$ MPa, Multilink Hybrid Abutment ile yapıştırılan örneklerde ise ortalama $22,06 (\pm 6,24)$ MPa bulunmuştur (Şekil 4.3.).

Kullanılan iki simana makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından bakıldığında Multilink Hybrid Abutment ile yapıştırılan örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri, Panavia 21 ile yapıştırılan örneklerin ortalama makaslama bağlanma değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).



Şekil 4.3. Siman tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları

Titanyum örneklerin yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılıp yapılmaması ve kullanılan rezin siman tipi dikkate alınmadan, yalnızca kullanılan seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin incelenmesi amacıyla tek yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Yapılan tek yönlü varyans analizinin tanımlayıcı sonuçlarına göre; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p=0,001$) (Tablo 4.3.). Tek yönlü varyans analizinde farklılığı yaratan grup ya da grupları belirlemek için Post Hoc Duncan testi kullanılmıştır (Tablo 4.4.).

Tablo 4.3. Kullanılan Seramik Tiplerinin Tek Yönlü Varyans Analizine Göre Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)

Seramik Tipi	Örnek Sayısı	En düşük (MPa)	En Yüksek (MPa)	Ortalama (MPa)	Standart Sapma (MPa)
IPS E.max CAD	40	12,74	42,09	23,17	7,09
VITA Suprinity	40	10,48	26,30	19,61	3,05
VITA Enamic	40	8,10	22,41	16,95	3,02

Tablo 4.4. Seramik Tiplerinin Post Hoc Duncan Testi Sonuçları

Seramik Tipi	Örnek Sayısı	Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Değerleri (MPa)		
IPS e.maxCAD	40	23,17		
VITA Suprinity	40		19,61	
VITA Enamic	40			16,95

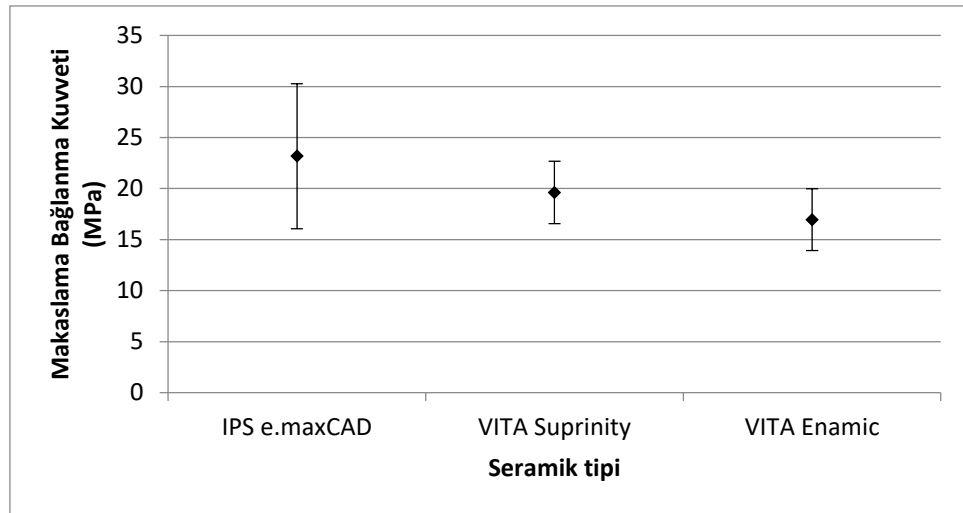
Seramik tiplerinin Post Hoc Duncan test sonuçlarına bakıldığında;

IPS e.max CAD seramiğın kullarıldığı örneklerden elde edilen ortalama 23,17 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, VITA Suprinity ve VITA Enamic seramiğın kullarıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

VITA Suprinity seramiğın kullarıldığı örneklerden elde edilen ortalama 19,61 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, IPS e.maxCAD seramiğın kullarıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük ($p<0,05$), VITA Enamic seramiğın kullarıldığı örneklerden ise daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

VITA Enamic seramiğın kullarıldığı örneklerden elde edilen ortalama 16,95 MPa'lık makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri, IPS e.maxCAD ve VITA Suprinity seramiklerinin kullarıldığı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

Seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri Şekil 4.4.'de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 4.4. Seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı sonuçları

Tribokimyasal kaplamanın makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin kullanılan siman tipine göre istatistiksel olarak anlamlı fark yaratıp yaratmadığı, tribokimyasal kaplamanın makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin kullanılan seramik tipine göre istatistiksel olarak anlamlı fark yaratıp yaratmadığı, siman tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin kullanılan seramik tipine göre istatistiksel anlamlı fark yaratıp yaratmadığı ise 2x2x3 faktöriyel ANOVA ile incelenmiştir (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. 2x2x3 Faktöriyel ANOVA Testi Sonuçları

İncelenen Etkileşim	Df	F	Sig. (p)
Tribokimyasal Kaplama	1	11,56	,001
Siman Tipi	1	35,68	,001
Seramik Tipi	2	24,92	,001
Tribokimyasal Kaplama * Siman Tipi	1	,128	,722
Tribokimyasal Kaplama * Seramik Tipi	2	,277	,759
Siman Tipi * Seramik Tipi	2	8,00	,001
Tribokimyasal Kaplama * Siman Tipi * Seramik Tipi	2	,001	,999

Tribokimyasal kaplama yapılıp yapılmamasının, kullanılan siman tipinin ve kullanılan seramik tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığı bulunmuştur. (p=0,001).

Tribokimyasal kaplamanın makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin, kullanılan siman ve seramik tipine göre istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığı bulunmuştur.

Kullanılan siman tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin, kullanılan seramik tipine göre istatistiksel anlamlı fark yarattığı bulunmuştur ($p=0,001$).

İstatistiksel olarak anlamlı fark yaratan değerlerin incelenmesi amacıyla 2x2x3 faktöriyel ANOVA testinin tanımlayıcı istatistikleri incelenmiştir (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. 2x2x3 Faktöriyel ANOVA Testi Tanımlayıcı İstatistikleri

Tribokimyasal Kaplama	Siman Tipi	Seramik Tipi	Ortalama (MPa)	Std.Sapma (MPa)	Örnek Sayısı
Var	Panavia 21	IPS e.maxCAD	20,43	3,85	10
		VITA Suprinity	19,30	1,10	10
		VITA Enamic	16,82	1,16	10
		Toplam	18,85	2,78	30
	Multilink Hybrid Abutment	IPS e.maxCAD	29,11	6,23	10
		VITA Suprinity	22,07	2,18	10
		VITA Enamic	19,07	2,37	10
		Toplam	23,42	5,79	30
	Toplam	IPS e.maxCAD	24,77	6,72	20
		VITA Suprinity	20,68	2,20	20
		VITA Enamic	17,94	2,15	20
		Toplam	21,13	5,06	60
Yok	Panavia 21	IPS e.maxCAD	17,52	3,70	10
		VITA Suprinity	17,37	3,49	10
		VITA Enamic	15,07	2,00	10
		Toplam	16,65	3,25	30
	Multilink Hybrid Abutment	IPS e.maxCAD	25,61	7,83	10
		VITA Suprinity	19,68	3,15	10
		VITA Enamic	16,83	4,43	10
		Toplam	20,71	6,48	30
	Toplam	IPS e.maxCAD	21,56	7,26	20
		VITA Suprinity	18,53	3,45	20
		VITA Enamic	15,95	3,47	20
		Toplam	18,68	5,48	60
Toplam	Panavia 21	IPS e.maxCAD	18,97	3,96	20
		VITA Suprinity	18,34	2,70	20
		VITA Enamic	15,94	1,83	20
		Toplam	17,75	3,20	60
	Multilink Hybrid Abutment	IPS e.maxCAD	27,36	7,11	20
		VITA Suprinity	20,88	2,91	20
		VITA Enamic	17,95	3,65	20
		Toplam	22,06	6,24	60
	Toplam	IPS e.maxCAD	23,17	7,09	40
		VITA Suprinity	19,61	3,05	40
		VITA Enamic	16,95	3,02	40
		Toplam	19,91	5,39	120

Tribokimyasal kaplama yapılmasının makaslama bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı görülmüştür ($P=0,001$). Bu bulgu, t-Test sonuçlarını da desteklemektedir.

Kullanılan siman tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği; Multilink Hybrid Abutment simanı kullanıldığında, Panavia 21 simanına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı elde edildiği görülmüştür ($p=0,001$). Bu bulgu, t-Test sonuçlarını da desteklemektedir.

Kullanılan seramik tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği; IPS e.maxCAD seramiğın, VITA Suprinity ve VITA Enamic seramiklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığına sahip olduğu görülmüştür ($p=0,001$). VITA Suprinity seramiğın ise VITA Enamic seramikten istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığına sahip olduğu görülmüştür ($p=0,001$). Bu bulgular, t-Test sonuçlarını da desteklemektedir.

Kullanılan siman tipinin makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisinin; kullanılan seramik tipleri arasında yarattığı istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunması amacıyla, Multilink Hybrid Abutment simanının, Panavia 21 simanına göre makaslama bağlanma dayanıklılığını seramik tipleri arasında ne kadar arttırdığı incelenmiştir.

Panavia 21 simanı kullanılan IPS e.maxCAD örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı $18,97 (\pm 3,96)$ MPa iken, Multilink Hybrid Abutment simanı kullanıldığında bu değer $27,36 (\pm 7,11)$ MPa'ya yükselmiştir. Makaslama bağlanma dayanıklılığındaki artış ortalama $8,39$ MPa'dır.

Panavia 21 simanı kullanılan VITA Suprinity örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı $18,34 (\pm 2,70)$ MPa iken, Multilink Hybrid Abutment simanı kullanıldığında bu değer $20,88 (\pm 2,91)$ MPa'ya yükselmiştir. Makaslama bağlanma dayanıklılığındaki artış ortalama $2,54$ MPa'dır.

Panavia 21 simanı kullanılan VITA Enamic örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı $15,94 (\pm 1,83)$ MPa iken, Multilink Hybrid Abutment simanı kullanıldığında bu değer $17,95 (\pm 3,65)$ MPa'ya yükselmiştir. Makaslama bağlanma dayanıklılığındaki artış ortalama $2,01$ MPa'dır.

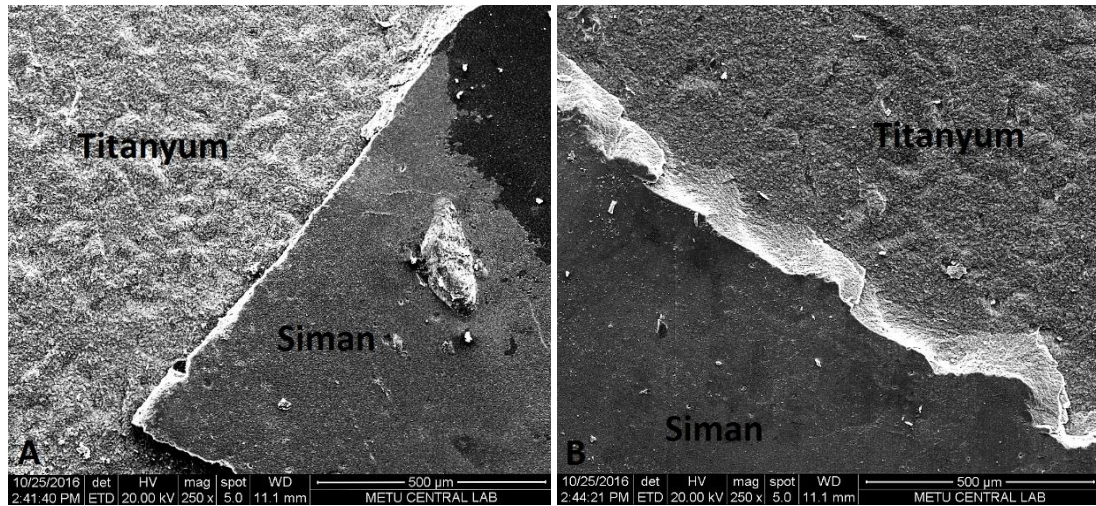
Multilink Hybrid Abutment simanının, Panavia 21 simanına göre makaslama bağlanma dayanıklılığını arttırıcı etkisinin; IPS e.maxCAD seramikte, VITA Suprinity ve VITA Enamic seramiklerdeki makaslama bağlanma dayanıklılığını arttırıcı etkisine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p=0,001$).

Çalışmanın gözlenen gücü hesaplandığında (*Power Analiz*); örnek sayısının istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermeye yeterli olduğu bulundu.

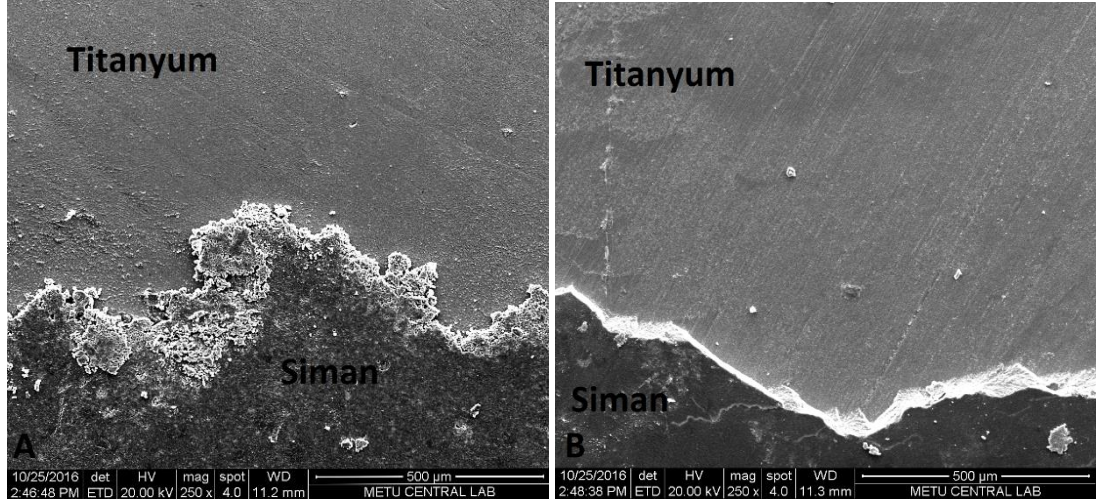
4.2. SEM İncelemesi ve Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi tamamlandıktan sonra her gruptan birer titanyum ve birer seramik örnek taramalı elektron mikroskobunda analiz edilmiştir. Diğer tüm örnekler ise görsel olarak, tek bir araştırmacı tarafından incelenmiştir.

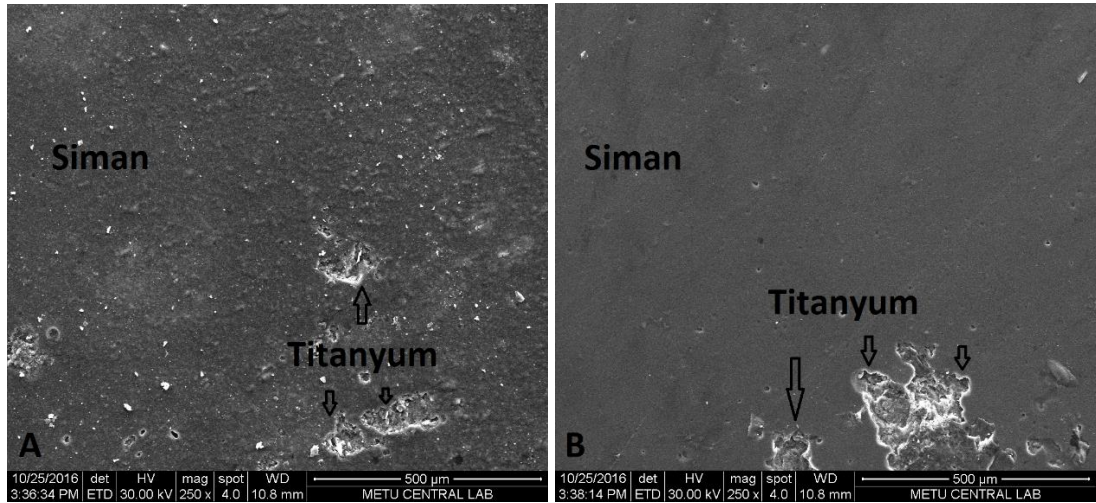
Çalışmamızdaki örneklerin tamamında adeziv kopma görülmüştür. Titanyum ve seramik yüzeylerde herhangi bir kopma görülmezken; başarısızlıkların, örneklerin siman ara yüzünde meydana geldiği tespit edilmiştir (Şekil 4.5., 4.6., 4.7., 4.8., 4.9., 4.10.).



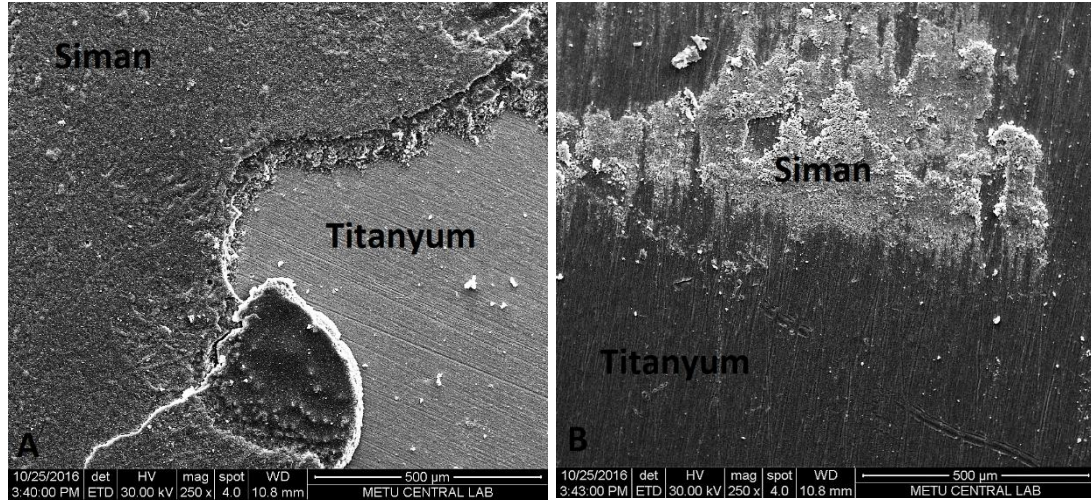
Şekil 4.5. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 1 (IPS e.maxCAD, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 2 (IPS e.maxCAD, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)



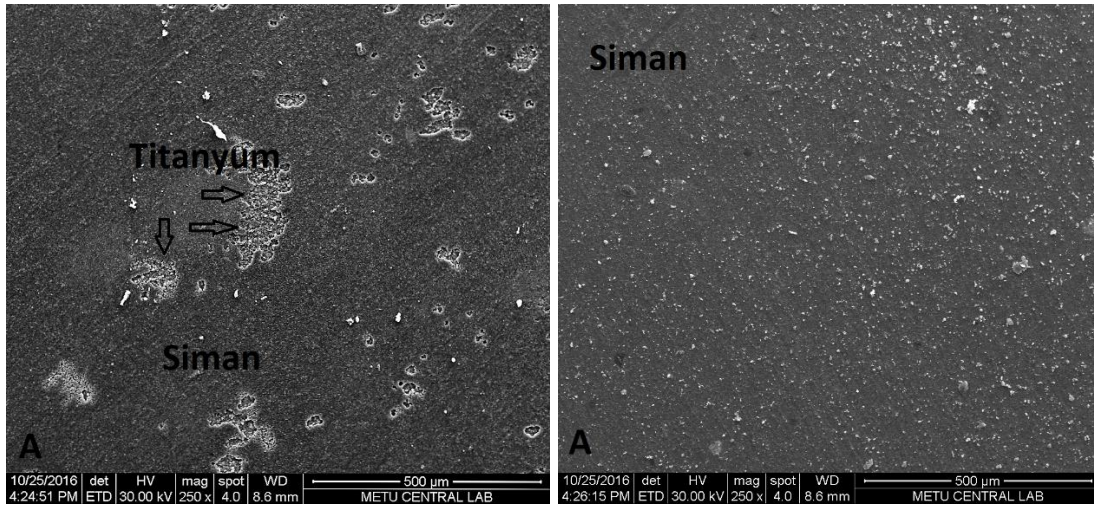
Şekil 4.6. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 3 (IPS e.maxCAD, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 4 (IPS e.maxCAD, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)



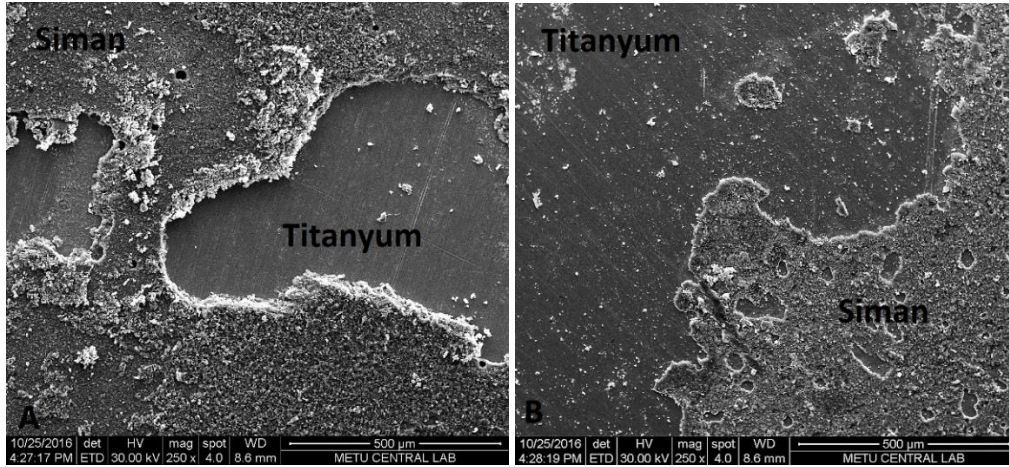
Şekil 4.7. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 5 (VITA Suprinity, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 6 (VITA Suprinity, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)



Şekil 4.8. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 7 (VITA Suprinity, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 8 (VITA Suprinity, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)

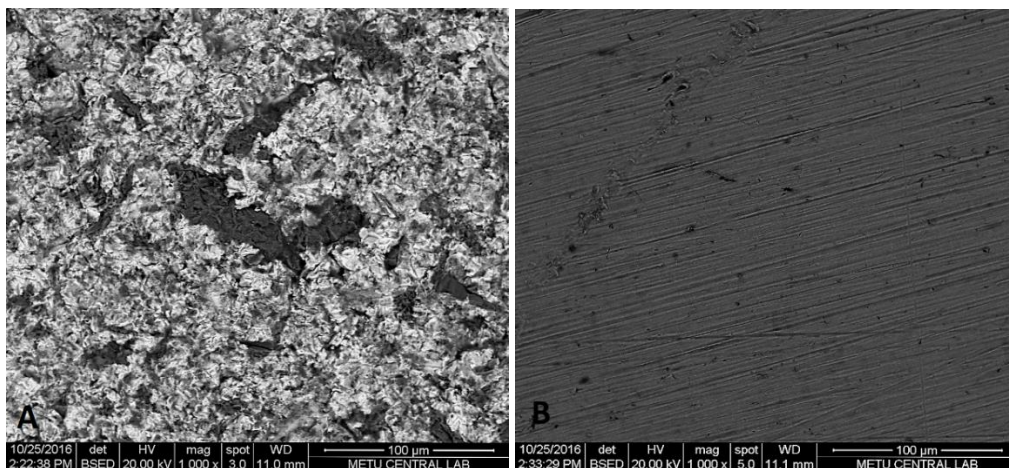


Şekil 4.9. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 9 (VITA Enamic, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama var); B, Grup 10 (VITA Enamic, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama var)

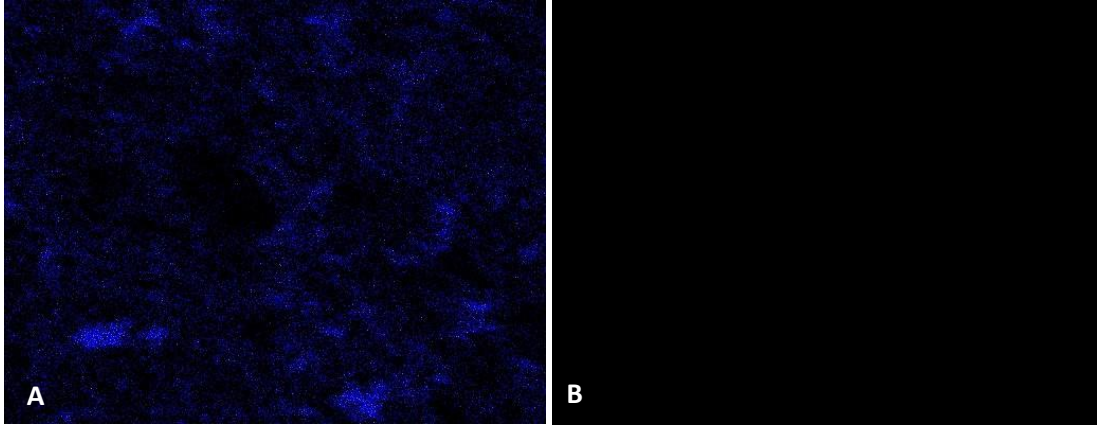


Şekil 4.10. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi sonrası titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Grup 11 (VITA Enamic, Panavia 21, Tribokimyasal kaplama yok); B, Grup 12 (VITA Enamic, Multilink Hybrid Abutment, Tribokimyasal kaplama yok)

SEM ile incelenen, simantasyonda kullanılmamış iki titanyum örnekte ise tribokimyasal kaplamanın yüzeyde yarattığı etkiye bakılmıştır (Şekil 4.11.). X1000 büyütmede kaydedilen SEM görüntülerine EDAX yöntemiyle yapılan elemental analiz sonucunda, tribokimyasal kaplama yapılan titanyum yüzeyinde SiO_2 bileşiğine de rastlanmıştır (Şekil 4.12.).



Şekil 4.11. Simantasyonda kullanılmamış titanyum örneklerin SEM görüntüleri. A, Tribokimyasal kaplama yapılmış örnek; B, Tribokimyasal kaplama yapılmamış örnek



Şekil 4.12. Simantasyonda kullanılmamış titanyum örneklerin EDAX ile elemental incelemesinde SiO_2 dağılımı (Mavi noktaların yoğunlaştığı alanlar SiO_2 tespit edilen yerleri göstermektedir). A, Tribokimyasal kaplama yapılmış örnek; B, Tribokimyasal kaplama yapılmamış örnek

Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi yapıldıktan sonra simanın daha çok hangi yüzeyde kaldığının tespit edilmesi amacıyla tüm örnekler tek bir araştırmacı tarafından büyüteçli gözlük kullanılarak incelenmiştir.

Grup 4, 8 ve 12 hariç diğer gruplardaki tüm örneklerde simanın yarısından çoğunun titanyum yüzeyinde kaldığı görülürken, Grup 4 ve 8’de ise simanın yarısından çoğunun seramik yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

Grup 12’de ise sekiz örnekte simanın yarısından çoğu titanyum yüzeyinde kalırken, yalnızca iki örnekte simanın yarısından çoğunun seramik yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu laboratuvar çalışmasında, simantasyon yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılan ve yapılmayan Grade V titanyumun, iki farklı rezin siman ve üç farklı tam seramik materyal ile arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığı MPa cinsinden kaydedilerek; titanyum yüzeyine uygulanan tribokimyasal kaplamanın, tam seramik materyaller ile titanyum arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerine etkisinin olup olmadığı, ayrıca makaslama bağlanma dayanıklılığının, kullanılan farklı rezin simanlar ve farklı tam seramik materyallere bağlı olarak nasıl etkilendiği incelenmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında; titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmasının makaslama bağlanma dayanıklılığını arttırdığı gibi, makaslama bağlanma dayanıklılığının kullanılan rezin simana ve tam seramik tipine göre de değiştiği tespit edilmiştir. Multilink Hybrid Abutment simanının, Panavia 21 simana göre makaslama bağlanma dayanıklılığını daha fazla arttırdığı görülürken, kullandığımız farklı tip seramikler arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri IPS e.maxCAD ile en düşük değerler VITA Enamic ile gözlenmiştir. VITA Suprinity ise bu iki materyalin arasında bir makaslama bağlanma dayanıklılığı değeri göstermiştir.

Çalışmamıza başlarken; titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmasının makaslama bağlanma dayanıklılığını arttıracığı yönündeki hipotezimiz kabul edilirken, kullanılan farklı rezin siman ve seramiklerin makaslama bağlantı dayanıklılığına etki etmeyeceği hipotezimiz reddedilmiştir.

Literatür incelendiğinde, tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli sabit protetik restorasyonların başarılı sonuçlarının rapor edildiği çok sayıda klinik çalışmanın olduğu görülmüştür (122-124). Bu çalışmada da alt veya üst çenede tek diş eksikliği durumunda, dental implantlar kullanılarak yapılan sabit protetik tedavilerin güvenilir ve ideal bir tedavi seçeneği olduğu kabul edildi.

Sailer ve diğ. (6) tarafından 2009 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede dental implantlarla kullanılan prefabrik titanyum ve tam seramik dayanakların performansı incelenmiştir. 22 adet klinik ve 22 adet laboratuvar çalışmasının verilerinin değerlendirildiği çalışmada; titanyum prefabrike dayanakların, dişetinden

yansıyan grimsi renginden dolayı estetik açıdan tatmin edici olmayan sonuçlar ortaya çıkabileceğinden bahsedilmiştir.

Vechiato-Filho ve diğ. (191) tarafından 2016 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede arka bölge tek diş eksikliğinin dental implantlarla tedavi edildiği, titanyum prefabrike dayanaklar ile zirkonya dayanakların kullanıldığı en az bir yıl takip süresine sahip klinik çalışmalar incelenmiştir. Ocak 2004 ile Temmuz 2014 tarihleri arası yayınların değerlendirildiği derlemede yapılan meta-analiz sonuçlarına göre; arka bölgede kullanılan zirkonya implant dayanakların başarısına dair veri bulunmadığına ve uzun dönem sonuçlara sahip klinik çalışmalar yapılması gerektiğine dikkat çekilmiştir.

Literatüre baktığımızda; tek parça zirkonya dayanakların mekanik dezavantajları olduğunu, implant ile kenar uyumunun titanyum dayanaklar kadar iyi olmadığını, bunun sonucunda dayanak vidasında gevşeme, implant-dayanak ara yüzünde aşınma, implant-dayanak temas alanındaki açıklığa bağlı bakteri kolonizasyonu gibi istenmeyen durumların oluşma riskinin arttığını gösteren çok sayıda çalışma vardır (136, 192-194). Bunun yanı sıra, implant ve dayanak temasının metal-metal olması ve stabilizasyonlarının, belirli bir tork değeri ile metal bir vida aracılığıyla sağlanması halinde; aşınma ve korozyon gibi durumların klinik bir sorun yaratmayacağını gösteren çalışmalar da mevcuttur (136, 138, 139).

Baldassari ve diğ. (192) 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada 3 farklı sistemle üretilen zirkonya dayanakların implant ile birleşim alanındaki mikroboşluğu incelemiştir. Kontrol grubu olarak titanyum dayanakların kullanıldığı çalışmada, tüm örneklerin SEM görüntüleri üzerinden 120 farklı noktada mikroboşluk ölçümü yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre titanyum dayanağın kullanıldığı örneklerde ortalama $1,6 \pm 0,5$ μm mikroboşluk bulunurken, zirkonya dayanaklarda ise bu değer üç ila yedi katı daha yüksek değerlerde mikroboşluk bulunduğu rapor edilmiştir.

Sailer ve diğ. (195) 'nin 2009 yılında yayınladıkları bir çalışmada farklı tip implant dayanaklarına statik yükleme yapılmıştır. Titanyum prefabrike altyapı üzerine yapıştırılan zirkonya dayanakların, tek parça zirkonya dayanaklara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek mekanik değerler gösterdiğini rapor eden araştırmacılar, tam seramik dayanak kullanılacaksa, implantla temas alanı titanyumdan olan iki parçalı hibrit dayanakların kullanılmasını tavsiye etmiştir.

Truninger ve diğ. (196) 'nin 2012 yılında yayınladıkları benzer bir çalışmada da sonuçlar ve tavsiyeleri aynı yönde olmuştur.

Yukarıda bahsi geçen çalışmalarda görüldüğü gibi, implant üstü sabit protetik restorasyonlarda kullanılan titanyum ve zirkonya dayanakların avantaj ve dezavantajlarının incelendiği birçok çalışma mevcutken, üretici firma tarafından titanyum ve zirkonya dayanakların avantajlarını birleştirerek kullanıma sunduğu iddia edilen hibrit dayanaklar hakkında literatürde yeterli çalışma olmadığı görülmektedir. Çalışmamızda, hibrit dayanakları taklit eden bir test düzeneği oluşturulmuştur.

Wittneben ve diğ. (197) tarafından 2014 yılında yayınlanan bir retrospektif çalışmada, implant üstü sabit bölümlü protezler ve implant üstü tek kronların 10 yıllık komplikasyon sonuçları paylaşılmıştır. Toplamda 303 hastaya yapılan 397 restorasyonda en sık görülen komplikasyonun %20,31 ile porselende *chipping* olduğu bildirilmiştir. Dayanak vidasının gevşemesi (%2,57) ve desimantasyon (%2,06) ise *chipping*den sonra en sık görülen komplikasyonlar olarak rapor edilmiştir. Çalışmamızda *chipping* gibi komplikasyonlara neden olmayacak, tam anatomic olarak üretilebilen tam seramik sistemleri seçilmiştir.

Wittneben ve diğ. (126) 'nin 2014 yılında yayınladıkları bir sistematik derlemede ise Ocak 2000 ile Eylül 2012 arasında yayınlanmış olan, vida tutuculu ve simante implant üstü restorasyonların sağ kalım değerleri ve görülen komplikasyonları karşılaştıran çalışmalar incelenmiştir. Araştırmacılar başarı ve başarısızlık oranları arasında vida tutuculu restorasyonlar ile simante restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmiş ancak vida tutuculu restorasyonlarda daha az biyolojik ve teknik komplikasyon rapor edildiğini vurgulamıştır. Araştırmacılar ayrıca, vida tutuculu restorasyonlarda görülen komplikasyonların giderilmesinin daha kolay olduğunu, siman tutuculu restorasyonlarda ise 2 mm'yi aşan kemik kaybı, implant kaybı gibi daha ciddi komplikasyonların daha sık yaşandığına dikkat çekmiştir. Biz de çalışmamızda, vida tutuculu olarak tasarlanmış seramiklerle çalışmayı seçtik.

Schultheis ve diğ. (198) 'nin 2013 yılında yayınladıkları bir laboratuvar çalışmasında, bir premolar ve bir moların destek olarak seçildiği üç üyeli restorasyonlar üretilmiştir. Materyal olarak monolitik IPS e.maxCAD, altyapı IPS e.maxCAD üzerine tabakalanan porselen ve metal destekli seramik seçilmiştir.

Örneklerin yarısına 1.200.000 kez mekanik yorma yapıldıktan sonra diğer yarısına ise mekanik yorma yapılmadan kırma testi uygulanmıştır. Araştırmacıların paylaştığı sonuçlara göre monolitik IPS e.max CAD (ortalama 1900 N) ve metal destekli seramik restorasyonların (ortalama 1818 N) mekanik yorma sonrasındaki kırılma dayanıklılıkları ağız ortamında arka bölgelerdeki çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek düzeydedir.

Pieger ve diğ. (199) tarafından 2014 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede, lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklerden üretilmiş tek kron ve sabit parsiyel protezlerin kısa dönem (1-5 yıl) ve orta dönem (5-10 yıl) klinik başarıları incelenmiştir. Ocak 1998 ile Haziran 2013 yılları arasındaki çalışmaların incelendiği derlemeye toplam 12 klinik çalışma dahil edilmiştir. Araştırmacılar lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramikten üretilen tek kronların kısa dönem başarısını mükemmel olarak belirtirken, orta dönem başarısı için sınırlı bilgi olduğunu belirtmiştir. Sabit parsiyel protezler için ise kısa dönem başarısını yeterli, orta dönem başarısını ise yetersiz olarak rapor etmişlerdir. Ancak incelenen çalışmalar arasında; mekanik özellikleri IPS e.maxCAD'den daha düşük olan IPS Empress 2 ve IPS e.max Press materyallerinin de kullanılmış olması dikkat çekicidir.

Elsaka ve diğ. (41) 2016 yılında yayınladıkları bir laboratuvar çalışmasında lityum silikat ile güçlendirilmiş, zirkonya ile zenginleştirilmiş bir sentetik seramik (VITA Suprinity) ile lityum disilikat ile güçlendirilmiş bir sentetik seramiğin (IPS e.maxCAD) kırılma dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı, sertlik, elastisite modülü ve mikroyapı gibi mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Araştırmacılar incelenen bu parametrelerde VITA Suprinity'nin IPS e.maxCAD'e göre daha yüksek değerlere sahip olduğunu rapor etmiştir. Ayrıca araştırmacılar bu laboratuvar çalışmasındaki sonuçlara göre iki materyalin de mekanik özelliklerinin, literatürde verilen değerlere bakılarak, ağız ortamında arka bölgedeki maksimum kuvvetlere dayanabileceğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise bu iki materyal titanyuma olan makaslama bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırılmış, IPS e.maxCAD'in, VITA Suprinity'e göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Zimmermann ve diğ. (200) 'nin 2016 yılında yayınladıkları bir klinik çalışmada ise lityum silikat ile güçlendirilmiş zirkonya ile zenginleştirilmiş sentetik seramikten üretilen 67 restorasyonun 12 aylık takip sonuçlarını paylaşmıştır. Bu yeni

seramik materyal ile ilgili hiçbir klinik çalışma bulunmadığına dikkat çeken araştırmacılar 12 aylık takip süresi sonunda yapılan restorasyonlardan yalnızca iki tanesinde kırılma olduğunu belirtmiş ve başarı oranını %96,7 olarak rapor etmiştir.

Della Bona ve diğ. (201) yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş, organik matriksli bir materyal olan VITA Enamic'in mekanik özellikleri ve mikroyapısını inceledikleri, 2014 yılında yayınlanan çalışmalarında bu materyalin mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit materyalleri arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Dirxen ve diğ. (202) 'nin 2013 yılında yayınladıkları bir klinik çalışmada, VITA Enamic materyali kullanılarak yapılan kronların 1 yıllık klinik takip sonuçlarının başarılı olduğu ve herhangi bir komplikasyon gözlenmediği rapor edilmiş ancak daha uzun takip süreli çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir.

Rosentritt ve diğ. (203) 'nin 2016 yılında yayınlanan bir laboratuvar çalışmasında, prefabrike titanyum dayanaklar üzerine dört farklı CAD/CAM materyalinden azı dişi şeklinde tam anatomik kronlar üretilmiştir. İnsan dişi üzerine aynı materyallerden yapılan kronların kontrol grubu olarak seçildiği çalışmada; lityum silikat ile güçlendirilmiş, zirkonya ile zenginleştirilmiş seramik (Celtra Duo), rezin nanoseramik (Cerasmart), rezin matrikse ilave cam seramik (VITA Enamic) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramik (IPS e.maxCAD) kullanılmıştır. Titanyum prefabrike dayanaklar üzerine yapıştırılmak üzere üretilen kronlar, okluzalde vida deliği olan ve olmayanlar şeklinde üretilmiştir. Okluzalinde vida deliği olan restorasyonlarda vida deliği kompozit ile kapatılmıştır. 5 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olacak şekilde ısıl döngü ve mekanik yormaya tabi tutulan örnekler daha sonra kırma testine sokulmuştur. Kullanılan dört materyalde de okluzalde vida deliği olacak şekilde tasarlanan kronların daha düşük kırılma dayanıklılığı gösterdiğini rapor eden çalışmacılar bu durumun vida deliği açılması sırasında materyalde meydana gelen mikro çatlaklara bağlı olabileceğini rapor etmiştir. Araştırmacılar, okluzal vida deliğine sahip olacak şekilde üretilen kronların, piyasada bulunan, kendinden okluzal vida deliğine sahip olan bloklardan üretilmesinin bu durumu engelleyebileceğini belirtmiştir.

Tez çalışmamızı planlarken; literatüre baktığımızda iki parçalı hibrit dayanaklar üzerine yapılan tam anatomik olarak üretilmiş tam seramik restorasyonlara

dair herhangi bir klinik çalışma veya laboratuvar çalışması olmadığı görülmüştür. Kullanılacak seramik materyaller ise okluzal vida deliğine sahip olan bloklardan üretilebilecek ve ağızda arka bölgedeki çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek mekanik özelliklere sahip olacak şekilde seçilmiştir.

Fonseca ve diğ. (204) 2012 yılında yayınladıkları bir çalışmada, titanyum yüzeyine uygulanan kumlama ve ek yüzey işlemlerinin rezin siman ile bağlantıyı nasıl etkilediğini araştırmışlardır. Üretilen titanyum diskler üzerine farklı parçacık boyutlarında Al_2O_3 (50, 120 ve 250 μm) ile kumlama veya tribokimyasal kaplama yaptıktan sonra her bir gruba ayrı ayrı şu ek yüzey işlemlerini uygulamışlardır; adeziv, silan, silan ve adeziv. En yüksek bağlantı dayanıklılığı değerlerinin 250 μm parçacık boyutundaki Al_2O_3 ile kumlandığında ve tribokimyasal kaplama yapılan gruplarda elde edildiği rapor edilmiştir. Araştırmacılar çalışmanın limitasyonları dâhilinde, titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılan gruplarda rezin siman ile bağlantı dayanıklılığını arttırmak için en iyi yöntemin silan kullanımını olduğunu bildirmişlerdir.

da Rocha ve diğ. (110) 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada titanyum yüzeyine sürülen farklı metal *conditioner* ların rezin siman ile bağlantı dayanıklılığına etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar rezin siman ile titanyum arasındaki bağlantı dayanıklılığını arttırmak için MDP içerikli bir materyalin kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

Cam matrikse sahip ya da bileşiminde camsı seramik içeren tam seramiklerin simantasyon yüzeylerine silan veya kimyasal bağlantıyı kuvvetlendirici bir ajan uygulanmasının, tam seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıyı arttırdığını gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (105, 106, 108, 109).

Çalışmamızda MDP içerikli bir *universal primer* olan Monobond Plus, hem seramik hem de titanyum örneklerin simantasyon yüzeylerine uygulanmıştır.

Özcan ve diğ. (109) 2003 yılında yayınladıkları bir çalışmada, altı farklı tam seramik materyale üç farklı yüzey pürüzlendirme işlemi uyguladıktan sonra örnekleri ısı döngüsüne tabi tutarak ve tutmadan, Bis-GMA içerikli bir rezin simanla makaslama bağlantı dayanıklılığını incelemişlerdir. Yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak hidroflorik asitle kimyasal pürüzlendirme, Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal kaplama yöntemlerinden birini kullanmışlardır. Örneklerin yarısına 6000 kez ısı döngüsü uygulayıp, yarısına ısı döngüsü uygulamadan makaslama bağlanma dayanıklılığı

testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar, içeriğinde cam matrikse sahip bir tam seramik kullanılacaksa seramikler için en iyi yüzey pürüzlendirme yönteminin hidroflorik asitle pürüzlendirme olduğunu rapor etmiştir. Literatüre baktığımızda bu sonucu destekleyen birçok çalışma olduğu görülmektedir (205-207). Özcan ve diğ. ayrıca ısıl döngü uygulanmasının makaslama bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde azalttığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan IPS e.maxCAD ve VITA Suprinity tam seramikler cam matrikse sahip sentetik seramikken, VITA Enamic ise rezin matrikse sahip olsa da ağırlıkça %75 oranında camsı seramik ağıdan oluşmaktadır. Özcan ve diğ. çalışmalarında kullandıkları IPS Empres II seramiğe 20 sn süreyle %5'lik hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapmışken biz çalışmamızda kullanılan tüm seramik örneklerin yüzeylerine standardizasyonu sağlamak amacıyla 60 saniye boyunca %5'lik hidroflorik asitle kimyasal pürüzlendirme yapmayı tercih ettik ve tüm örnekler makaslama bağlanma dayanıklılığı testine sokulmadan önce 5000 kez ısıl döngü uyguladık.

Literatürde tam seramikler ve kompozit rezinlerin, rezin simanlar ile bağlanma dayanıklılığının incelendiği çalışmalarda en sık kullanılan test yönteminin makaslama bağlanma dayanıklılığı testi olduğu bildirilmiştir (178-180, 182). Mikroçekme veya mikromakaslama gibi bağlanma dayanıklılığı test yöntemlerinin; örneklerin hazırlanırken gösterilmesi gereken yüksek teknik hassasiyet, özel donanım gereksinimi, seramiklerde oluşan olası mikroçatlaklara bağlı yanlış bağlanma dayanıklılığı sonuçlarının elde edilmesi gibi dezavantajları olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur. Buna karşı, makaslama bağlanma dayanıklılığı testinin güvenilir olması, oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test yöntemi olduğu aynı çalışmalarda vurgulanmıştır (177-179, 182). Bu avantajları göz önüne alındığında, çalışmamızda bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulanmıştır.

Özcan ve diğ. (152) 2013 yılında yayınladıkları bir çalışmada, kompozitin titanyum yüzeyine bağlanmasının, titanyum yüzeyine farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasından ve uygulanan pürüzlendirme işlemleri sonrasında yüzeyin su ile yıkanmasından etkilenip etkilenmediğini araştırmıştır. 6 test grubundan ilkinde titanyum yüzeyine 50µm'luk Al₂O₃ partikülleriyle pürüzlendirme, ikincisinde 30µm'luk SiO₂ ile kaplı Al₂O₃ partikülleriyle tribokimyasal kaplama ve üçüncüsünde

ise 110 μ m'luk Al₂O₃ ile pürüzlendirmeyi takiben 110 μ m'luk SiO₂ ile kaplı Al₂O₃ partikülleriyle tribokimyasal kaplama yapmışlardır. Diğer gruplarda ise aynı prosedür uygulanırken simantasyon öncesinde titanyum yüzeyleri su ile yıkanıp kuru hava ile kurutulmuştur. Tüm test grupları için aynı silan ve rezin siman kullanılarak titanyum yüzeyine kompozit yapıştırılmıştır. 6000 kez ısıl döngüyü takiben örneklere makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulanmıştır. Araştırmacılar; titanyum yüzeylerin pürüzlendirilmesini takiben su ile yıkanıp kuru hava ile kurutulmasının ve titanyum yüzeylere tribokimyasal kaplama yapılmasının makaslama bağlanma dayanıklılığını arttırdığını rapor etmiştir. Her ne kadar biz çalışmamızda kompozit yerine seramik materyaller kullanmış olsak da, titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmasının makaslama bağlantı dayanıklılığını arttırdığı bulgumuz bu çalışmayla örtüşmektedir.

Çalışmamızda; tribokimyasal kaplama yapılan ve yapılmayan titanyum örneklerin SEM görüntülerine yapılan EDAX analizinde, tribokimyasal kaplama yapılmasının titanyum yüzeyinde de silikatizasyonu sağladığı görülmüştür. Ancak SiO₂'nin titanyum yüzeyinde homojen bir dağılım göstermediği de gözlemlenmiştir.

Gehrke ve diğ. (9) 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada 21 adet Ti-Base hibrit dayanak üzerine zirkonyadan üretilmiş ikincil dayanakları üç farklı rezin siman kullanarak (Panavia 21, Multilink Implant ve SmartCem2) simante etmişlerdir. Simantasyon işlemi öncesinde hem titanyum hem de zirkonya örneklerin simantasyon yüzeyi 50 μ m'luk Al₂O₃ ile kumlanmıştır. Simantasyon sonrasında tüm örnekler 60 gün boyunca 37°C suda bekletilmiş ve ardından 15000 kez ısıl döngüye tabi tutulmuştur. Isıl döngüyü takiben örneklere çekme testi uygulanmıştır. Tüm örneklerde adeziv başarısızlık meydana geldiğini bildiren araştırmacılar bağlanma dayanıklılığını ise Panavia 21 için 924,93 \pm 363,31 N, Multilink Implant için 878,05 \pm 208,33 N ve SmartCem2 için 650,77 \pm 174,92 N olarak bildirmişlerdir. Değerler incelendiğinde kullanılan simanlar arasında sayısal farklılık göze çarpsa da araştırmacılar bu durumu istatistiksel olarak anlamlı bulmadıklarını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise Panavia 21 ile yapıştırılan örneklerde ortalama 17,75 \pm 3,2 MPa, Multilink Hybrid Abutment ile yapıştırılan örneklerde ise ortalama 22,06 \pm 6,24 MPa makaslama bağlanma dayanıklılığı bulunmuştur. Bu değerlerin istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğu gözlenmiştir. Gehrke ve diğ.'nin yaptığı çalışmada

bağlantı dayanıklılığı değerlerinin MPa cinsinden karşılığı verilmemiştir. Kullanılan Ti-Base ile zirkonya ikincil dayanak arası temas alanını bilmediğimiz için değerler MPa cinsine de çevrilememiştir, bu nedenle bağlantı dayanıklılığı değerleri arasında bir karşılaştırma yapılamamıştır. Bu çalışmayla uyumlu olarak kendi çalışmamızda da tüm örneklerde adeziv başarısızlık görülmüştür. Bu durum, hazır bloklar halinde piyasaya sürülen seramiklerin her yerde homojen olmasından kaynaklandığı şeklinde yorumlanabilir.

Guilherme ve diğ. (7) 2016 yılında yayınlanan bir çalışmada, Grade V titanyumun, yüzeyine uygulanan farklı pürüzlendirme işlemlerinin, ısı ile preslenen lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklerle olan bağlanma dayanıklılığına etkisini incelemiştir. Yüzey pürüzlendirme işlemi olarak 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlama, %5'lik veya %9,5'lik hidroflorik asitle 30 saniye kimyasal pürüzlendirme ve kumlamanın yanı sıra %5'lik veya %9,5'lik hidroflorik asiti, 30 veya 90 saniye süreyle titanyum yüzeyine uygulama yöntemlerinin bağlanma dayanıklılığına etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar en yüksek değerlerin titanyum yüzeyine yalnızca 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlama yapılan ve yalnızca %9,5'lik hidroflorik asitle kimyasal pürüzlendirme yapılan gruplarda elde edildiğini bildirmiştir. Araştırmacılar titanyum yüzeyini hidroflorik asitle kimyasal pürüzlendirme yönteminin, kumlamaya göre daha kolay uygulanabilir ve daha rahat kontrol edilebilir bir yöntem olduğunu, ekstra donanım ihtiyacı duyulmadığını belirtmiştir ve bu yöntemin kullanılabilir bir alternatif olabileceğini belirtmiştir. Başarısızlık tiplerinin de incelendiği çalışmada araştırmacılar, adeziv başarısızlıkların yanı sıra titanyum yüzeyinde seramik parçacıklarının gözlemlendiği başarısızlıkların da olduğunu rapor etmiştir. Araştırmacılar farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasının ve CAD/CAM ile üretilen farklı tam seramik materyaller kullanılmasının sonuçları değiştirebileceğini vurgulamıştır. Makaslama bağlantı dayanıklılığı değerlerine bakıldığında ise Guilherme ve diğ. farklı gruplarda $13,1 \pm 6,9$ MPa ile $53 \pm 9,7$ MPa arasında değişen makaslama bağlanma dayanıklılığı rapor etmiştir. En yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin bizim çalışmamıza göre oldukça yüksek bulunmasının, kullanılan test yöntemindeki farklılıktan kaynaklandığı şeklinde yorumlanabilir. Guilherme ve diğ. yaptıkları çalışmada piston hızını 5mm/dk olarak belirtmiştir. Ancak makaslama bağlanma

dayanıklılığı testlerinde piston hızının 0,5mm/dk ile 1mm/dk arasında olması gerektiğini rapor eden, aksi taktirde hatalı ölçümlerin yapılabileceğini gösteren çalışmalar vardır. Ayrıca dental materyallerin adezyonunu test etmek için standartların yayımlandığı ISO TS 11405’de piston ucunun hızının 0,45mm/dk ile 1,05mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir.

Wadhvani ve diğ. (208) 2015 yılında yayınladıkları bir çalışmada titanyum diskleri sekiz farklı simanla birbirine yapıştırdıktan sonra makaslama bağlanma dayanıklılığı testi uygulamışlardır. Simanlardan ikisi rezin siman, ikisi polikarboksilat siman, ikisi cam iyonomer siman ve ikisi çinko oksit bazlı siman olacak şekilde seçilmiştir. Makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri en yüksek $15,2 \pm 2,7$ MPa ile polikarboksilat simanlardan birinde rapor edilirken, en düşük $3,4 \pm 0,6$ MPa ile çinko oksit bazlı bir simanda elde edilmiştir. Kullanılan rezin simanlar ise en düşük üçüncü ve dördüncü grup olarak rapor edilmiştir (Premier Implant Cement ve Multilink Implant). Araştırmacılar örneklerin hazırlanması sırasında herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi veya titanyumun rezin simana bağlantısını arttıracak ek bir işlem yapmadıkları için sonuçların bu şekilde olduğu yorumu yapılabilir.

Frankenberger ve diğ. (209) 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında dört farklı CAD/CAM materyaline (IPS e.maxCAD, Celtra Duo, Lava Ultimate, VITA Enamic) farklı yüzey işlemleri (hiçbir işlemin yapılmadığı kontrol grubu, silan, kumlama, kumlama ve silan, hidroflorik asit, hidroflorik asit ve silan) uyguladıktan sonra rezin simanla olan bağlantı dayanıklılıklarını mikroçekme testiyle incelemiştir. Araştırmacılar bağlanma dayanıklılığı değerlerinin sentetik seramikler olan IPS e.maxCAD ve Celtra Duo’da, rezin matrikse sahip seramiklerden olan Lava Ultimate ve VITA Enamic’e göre daha yüksek olduğunu vurgularken VITA Enamic’in değerlerinin Lava Ultimate’dan daha iyi olduğunu rapor etmiştir. Araştırmacılar, bağlanma dayanıklılığı değerlerindeki farklılara rağmen kullanılan tüm seramik materyallerin ağız içi çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Yaptığımız çalışmada da benzer şekilde rezin matrikse sahip olan VITA Enamic’te, sentetik seramikler olan IPS e.maxCAD ve VITA Suprinity’den daha düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı değerleri bulunmuştur. Bu durumun seramik yüzeylerine uygulanan hidroflorik asitin, rezin matrikse sahip materyallerde,

kullanılan diğer seramiklere göre daha büyük gözenekler oluşturan etkisinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Thormund ve diğ. (210) seramiğe uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin, seramiğin rezin simanlarla olan makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri bir çalışmada, 13MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanıklılığı gösteren örneklerin genelde koheziv başarısızlıklara uğradığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, seramik materyaller ile rezin simanlar arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığının minimum 10-12 MPa olduğu takdirde oral kavitede güvenle kullanabileceğini belirtmişlerdir. Her ne kadar bizim çalışmamızın bulgularına göre; makaslama bağlanma dayanıklılığı en düşük, ortalama 15,07 MPa (Grup 11) bulunmuş olsa da tüm örneklerde adeziv başarısızlık gözlenmiştir.

Çalışmamızda Multilink Hybrid Abutment simanının, Panavia 21 simanına göre makaslama bağlanma dayanıklılığını artırıcı etkisinin; IPS e.maxCAD seramikte, VITA Suprinity ve VITA Enamic seramiklerdekine göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Multilink Hybrid Abutment simanının endikasyonları arasında, lityum disilikat ile güçlendirilmiş sentetik seramiklerin titanyuma yapıştırılmasında kullanımı özellikle vurgulanmıştır. Endikasyonun özellikle belirtilmesi ve IPS e.maxCAD ile Multilink Hybrdi Abutment simanının aynı firma tarafından üretiliyor olması, bu simanın IPS e.maxCAD ile kullanıldığı zaman VITA Suprinity ve VITA Enamic'e göre makaslama bağlanma dayanıklılığını neden daha çok arttırdığının bir açıklaması olabilir.

Çalışma gruplarımız arasında Grup 4 ve 8'deki tüm örneklerde, Grup 12'de ise iki örnekte simanın çoğunun seramik yüzeyinde kalırken, diğer gruplardaki tüm örneklerde titanyum yüzeyinde kaldığı gözlenmiştir. Grup 4, 8 ve 12'nin ortak yönü olarak titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmadan Multilink Hybrid Abutment simanının kullanıldığı göz önüne alındığında, titanyum yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmadığı zaman, Multilink Hybrid Abutment simanının titanyum yüzeye olan adhezyonunun azaldığı şeklinde yorumlanabilir.

Laboratuvar çalışmaları, sonuçların daha hızlı ve kolay bir şekilde elde edilmesi, test koşullarının kontrolünün ve standardizasyonun daha kolay sağlanabilmesi gibi nedenlerle güncel materyallerin ve güncel tedavi metotlarının test edilmesi için sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak laboratuvar çalışmalarında hastaya bağlı

faktörler, dinamik yükler, materyalin kullanıma bağı yorgunluk olgusunun tam olarak taklit edilememesi gibi nedenlerle klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Laboratuvar çalışmamızın deneysel koşulları ve sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Panavia 21 veya Multilink Hybrid Abutment rezin simanlarla; IPS e.maxCAD, VITA Suprinity veya VITA Enamic seramiklerin, simantasyon yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılmış Grade V titanyuma simantasyonunda makaslama bağlanma dayanıklılığının arttığı görülmüştür.
2. Grade V titanyumun simantasyon yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılsın veya yapılmıyın, hangi seramik tipi kullanılırsa kullanılsın, kullanılan resin siman tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı incelendiğinde; Multilink Hybrid Abutment simanının Panavia 21 simanına göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir.
3. Grade V titanyumun simantasyon yüzeyine tribokimyasal kaplama yapılsın veya yapılmıyın, hangi resin siman kullanılırsa kullanılsın, kullanılan seramik tipine göre makaslama bağlanma dayanıklılığı incelendiğinde sıralamanın büyükten küçüğe; IPS e.maxCAD > VITA Suprinity > VITA Enamic şeklinde olduğu görülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Walton PM. Letter to the editor: re: "a novel decision-making process for tooth retention or extraction". *Journal of periodontology*. 2009;80(8):1202; author reply -3.
2. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
3. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1997;128(3):297-307.
4. Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC, Jr. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2015;36(1):31-7; quiz 8, 40.
5. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:99-116.
6. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*. 2009;20 Suppl 4:4-31.
7. Guilherme N, Wadhvani C, Zheng C, Chung KH. Effect of surface treatments on titanium alloy bonding to lithium disilicate glass-ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(5):797-802.
8. von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(4):735-44.
9. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(6):920-5.
10. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(6):921-7.
11. Ti-Base Instructions for use [Available from: <http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/integrated-implantology/tibase.html>]
12. Anusavice K, Shen C, Rawls R. *Phillipps' Science of Dental Materials*, 12th Edition: Elsevier; 2012.
13. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1979.
14. Jones D. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985;9:621-64.
15. Kelly J. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet dent*. 1996;75:18-30.
16. Leinfelder K. Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2000;131:47-51.
17. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom B, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-cerami crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12:122-8.
18. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer H, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System *J Prosthodont*. 2005;14:39-45.

19. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet dent.* 2004;92(557-562).
20. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection* 4th Edition ed: Quintessence Publishing; 2008.
21. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials* 13th Edition ed: Elsevier; 2012.
22. Einsmann RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures.* Toronto: Mosby; 1980.
23. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *E Ü Diş Hek Fak Derg.* 2003;24:11-6.
24. Shenoy A, Shenoy N. Dental Ceramics: An Update. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):195-203.
25. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2007;98(5):389-404.
26. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal.* 2011;56 Suppl 1:84-96.
27. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical oral implants research.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
28. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research.* 2007;18 Suppl 3:86-96.
29. Fowler J, Jr. Allergic contact dermatitis to gold. *Arch Dermatol.* 1988;124(2):181-2.
30. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research.* 2003;17:43-8.
31. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995).* 2014;35(1):38-43.
32. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics of North America.* 2011;55(2):333-52, ix.
33. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature 2016 [Available from: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/glossary-of-dental-clinical-and-administrative-ter#o>].
34. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2004;20(5):441-8.
35. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995).* 2010;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.
36. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics.* 2002;15(4):339-46.
37. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *The International journal of prosthodontics.* 2000;13(6):468-72.
38. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper Dent.* 2001;36(3):153-76.

39. Federlein S. 2013 [Available from: https://www.vita-zahnfabrik.com/ids_blog-2015/?p=325].
40. Dentsply, Celtradio [Available from: <https://www.dentsply.com/en-us/prosthetics/cad-cam/materials.html/Prosthetics/CAD---CAM/Materials/ZLS---High-Strength-Glass/Celtra-DUO/p/DEG-5365411215/c/1000792.html#.V9ajGpiLQ2w&tabs=Features%20and%20Benefits>].
41. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(7):908-14.
42. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(7):870-8.
43. Vita Suprinity [Available from: <http://panadent.co.uk/wp-content/uploads/2014/10/Vita-Suprinity-Technical-and-Scientific-Document.pdf>].
44. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(3):216-20.
45. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 1998;19(3):307-8, 10, 12 passim; quiz 26.
46. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association*. 1998;26(3):207-14.
47. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*. 2014;33(1):79-85.
48. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*. 2007;86(2):142-6.
49. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(8):1107-13.
50. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):140-4.
51. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.
52. Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic Steel? *Nature*. 1975;258:703-4.
53. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: Static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc*. 1999;82:3128-9.
54. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of dental research*. 2002;81(7):487-91.
55. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14(3):231-8.
56. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):viii, 513-30.
57. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial *Biomaterials*. 1999;20:1-25.
58. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A, Clarke D. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92:1901-20.
59. Agnini A, Agnini A. *Digital Dental Revolution*. Italy: Quintessenza Edizioni S.r.l.; 2015.

60. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont*. 2014;23(6):456-61.
61. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279-82.
62. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043-54.
63. Abi CB, Emrullahoglu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;18:123-31.
64. Claussen N. Fracture toughness of Al₂O₃ with an unstabilized ZrO₂ dispersed phase. *J Am Ceram Soc*. 1976;59:49-51.
65. Nano ZR 2012 [Available from: http://www.panasonic-healthcare.com/global/~media/dental/global/nanozr/NANO_ZR_msds_e.pdf?la=en.
66. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes *Ceramics International*. 2013;39:673-82.
67. Naglieri V, Palmero P, Montanaro L, Chevalier J. Elaboration of Alumina-Zirconia Composites: Role of the Zirconia Content on the Microstructure and Mechanical Properties. *Materials*. 2013;6:2090-102.
68. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of biomedical materials research*. 2002;63(3):262-70.
69. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev*. 2008;44:3-21.
70. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of dental research*. 2012;91(8):800-4.
71. 3M ESPE 2012 [Available from: http://solutions.3m.com.my/wps/portal/3M/en_MY/3M-ESPE-APAC/dental-professionals/whats-new/press-releases/?PC_Z7_RJH9U523081260IMTQ7SHA1EO1000000_assetId=1319232428450.
72. 3M ESPE Lava Ultimate 2015 [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/7473920/lava-ultimate-restorative-instructions-for-use-english.pdf>.
73. 3M ESPE 12.6.2015 [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/11980230/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>.
74. GC Cerasmart 2014 [Available from: http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf.
75. VITA Enamic 2013 [Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>.
76. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;20:113-25.
77. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.

78. Jedynekiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 2001;22(6 Suppl):7-13.
79. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
80. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1989;20(5):329-39.
81. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta odontologica Scandinavica*. 1993;51(1):59-64.
82. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):187-93.
83. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America*. 2011;55(3):559-70, ix.
84. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *The Journal of craniofacial surgery*. 2012;23(6):e575-9.
85. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):72-84.
86. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. *International journal of computerized dentistry*. 2016;19(2):115-34.
87. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherl G. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach, Fourth Edition*. Chicago: Quintessence; 2013.
88. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2015;43(7):765-76.
89. Ibsen R, Ouellet D, Strassler H. Clinically successful dentin and enamel bonding. *American journal of dentistry*. 1989;2 Spec No:125-31.
90. Suzuki T, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Endo H, Erickson RL, et al. Influence of Etching Mode on Enamel Bond Durability of Universal Adhesive Systems. *Operative dentistry*. 2016.
91. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):17-28.
92. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):1-16.
93. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(1):90-101.
94. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*. 2003;28(3):215-35.
95. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):603-12.

96. Perdigao J, Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A, et al. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Operative dentistry*. 2014;39(5):489-99.
97. Fjeld M, Ogaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2006;130(5):575-81.
98. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
99. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(10):895-910.
100. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-Etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler bölüm:1 Farklı özelliklerde dış sert dokularına bağlanma etkinliği. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2008;32(4):33-48.
101. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *American journal of dentistry*. 1995;8(2):88-92.
102. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of dental research*. 2012;91(4):351-7.
103. Monobond Plus 2009 [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.co.kr/ko/media/media-releases/media-releases/media-releases-2009/monobond-plus>].
104. Monobond Plus. Instructions for Use [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/products/luting-material/bonding-agents-luting-composites/monobond-plus>].
105. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S. Shear bond strength of brackets on restorative materials: Comparison on various dental restorative materials using the universal primer Monobond(R) Plus. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2016;77(2):73-84.
106. Girish PV, Dinesh U, Bhat CS, Shetty PC. Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *The journal of contemporary dental practice*. 2012;13(4):487-93.
107. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *American journal of dentistry*. 1993;6(3):155-8.
108. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Australian dental journal*. 1992;37(1):12-9.
109. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(8):725-31.
110. da Rocha SS, Adabo GL, Spinola SG, Fonseca RG, Ferreira AR. Effect of metal conditioners on the adhesive bonding of resin cements to cast titanium. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2007;38(8):e506-10.
111. Christensen GJ. Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *Journal of esthetic dentistry*. 1997;9(1):20-6.
112. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):60d-76d.

113. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
114. Santos GC, Jr., El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2004;70(5):323-8.
115. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları; 2004.
116. Multilink Hybrid Abutment Instructions for Use. Ivoclar Vivadent.
117. Panavia 21. Instructions for Use. Kuraray Noritake Dental Inc. .
118. Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2009(3):Cd006698.
119. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:22-38.
120. The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(1):10-92.
121. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2007(2):Cd003878.
122. Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants. *Journal of periodontology*. 1999;70(4):449-54.
123. Levine RA, Ganeles J, Jaffin RA, Clem DS, 3rd, Beagle JR, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of wide-neck dental implants for single molar replacement. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(5):736-42.
124. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(1):51-5.
125. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(1):28-35.
126. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:84-98.
127. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:163-201.
128. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd Edition: Elsevier Health Sciences; 2014.
129. Davarpanah M, Martinez H. *Clinical Manuel of Implant Desntistry*. Londra: Quintessence; 2004.
130. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2011;16(1):e50-5.
131. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2009;67(11 Suppl):74-81.
132. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(2):158-66.

133. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(6):640-6.
134. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(4):318-24.
135. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(4):325-31.
136. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2003;15(1):10-23; discussion 4.
137. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(5):304-12.
138. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(1):76-94.
139. Willmann G. [Fretting in modular design implant systems]. *Biomedizinische Technik Biomedical engineering*. 1993;38(3):48-52.
140. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(12):1215-20.
141. Straumann Variobase Instructions For Use [Available from: http://www.straumann.us/dam/internet/straumann_us/resources/brochurecatalogue/brochures/en/USLIT_494.pdf].
142. Camlog Titanium Base [Available from: http://www.camlog.com/fileadmin/user_upload/CADCAM/PDFs/J8000.0198_Rev.00_EU_A_S_USA_EN.pdf].
143. Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of Primers and Resins on the Shear Bond Strength of Resin Composite to Zirconia. *SRX Dentistry*. 2010;2010.
144. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(3):283-90.
145. Laufer BZ, Nicholls JI, Townsend JD. SiO_x-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1988;60(3):320-7.
146. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(5):453-61.
147. 3M ESPE [Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/5252200/rocatec-universal-bonding-system-sell-sheet.pdf>].
148. 3M ESPE Scientific Affairs 12/01 [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/3167270/rocatectm-junior-bonding-system.pdf>].
149. 3M ESPE Cojet [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/2192190/cojet-product-dossier-in-english.pdf>].
150. 3M ESPE Cojet Sand Instructions For Use [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/2203680/cojet-sand-blast-coating-agent-instructions-for-use.pdf>].

151. Lim BS, Heo SM, Lee YK, Kim CW. Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus fluoride-gel treatment. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2003;64(1):38-43.
152. Ozcan M, Pekkan G, Khan A. Does rinsing following particle deposition methods have a negative effect on adhesion to titanium? *The journal of adhesive dentistry*. 2013;15(4):307-10.
153. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(4):291-7.
154. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):325-7.
155. Blum J, Weiner S, Berendsen P. Effects of thermocycling on the margins of transitional acrylic resin crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(5):642-6.
156. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative dentistry*. 2013;38(2):208-17.
157. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2003;11(1):61-7.
158. Dubois RJ, Kyriakakis P, Weiner S, Vaidyanathan TK. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):161-6.
159. Salazar MS, Pereira SM, Ccahuana VV, Passos SP, Vanderlei AD, Pavanelli CA, et al. Shear bond strength between metal alloy and a ceramic system, submitted to different thermocycling immersion times. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*. 2007;20(2):97-102.
160. Komine F, Kobayashi K, Saito A, Fushiki R, Koizumi H, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite veneering material and zirconia ceramics after thermocycling. *Journal of oral science*. 2009;51(4):629-34.
161. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *The Angle orthodontist*. 2007;77(2):337-41.
162. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(4):345-9.
163. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*. 2007;115(5):417-24.
164. Bahannan S, Lacefield WR. An evaluation of three methods of bonding resin composite to stainless steel. *The International journal of prosthodontics*. 1993;6(5):502-5.
165. Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(7):689-94.
166. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(11):1556-67.

167. AlJehani YA, Baskaradoss JK, Geevarghese A, AlShehry MA, Vallittu PK. Shear Bond Strength between Fiber-Reinforced Composite and Veneering Resin Composites with Various Adhesive Resin Systems. *J Prosthodont*. 2016;25(5):392-401.
168. International Organization for Standardization, ISO 9693. Metal-ceramic dental restorative systems, 1999.
169. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998;14(3):212-21.
170. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(2):125-31.
171. International Organization for Standardization, ISO/TS 11405. Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003.
172. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of dental research*. 2004;83(5):420-4.
173. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1994;10(4):236-40.
174. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *The journal of adhesive dentistry*. 1999;1(4):299-309.
175. Probst L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*. 1992;5(5):409-14.
176. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research*. 1990;69(12):1791-9.
177. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.
178. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(4):247-57.
179. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2014;17(4):305-11.
180. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*. 2002;23(17):3603-8.
181. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2008;16(4):158-65.
182. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2014;17(5):420-6.
183. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(9):1086-92.
184. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(8):693-9.

185. Koga D, Kusumi S, Shodo R, Dan Y, Ushiki T. High-resolution imaging by scanning electron microscopy of semithin sections in correlation with light microscopy. *Microscopy* (Oxford, England). 2015;64(6):387-94.
186. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(3):253-9.
187. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi; 2004.
188. Sun P, Laforge FO, Mirkin MV. Scanning electrochemical microscopy in the 21st century. *Physical chemistry chemical physics : PCCP*. 2007;9(7):802-23.
189. [Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Energy-dispersive_X-ray_spectroscopy.
190. University of California [Available from: <http://cfamm.ucr.edu/documents/eds-intro.pdf>.
191. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International journal of prosthodontics*. 2016;29(3):233-44.
192. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(3):537-43.
193. Hjerppe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2011;26(1):132-8.
194. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2011;26(4):797-806.
195. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24(5):850-8.
196. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research*. 2012;23(1):12-8.
197. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Burgin W, Hicklin S, Bragger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(3):356-64.
198. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical oral investigations*. 2013;17(5):1407-13.
199. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
200. Zimmermann M, Koller C, Mehl A, Hickel R. Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2016:1-7.
201. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(5):564-9.

202. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*. 2013;7:118-22.
203. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*. 2016.
204. Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Junior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *The journal of adhesive dentistry*. 2012;14(5):453-9.
205. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(8):790-7.
206. Boscato N, Della Bona A, Del Bel Cury AA. Influence of ceramic pre-treatments on tensile bond strength and mode of failure of resin bonded to ceramics. *American journal of dentistry*. 2007;20(2):103-8.
207. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *Journal of dentistry*. 2007;35(4):282-8.
208. Wadhvani C, Chung K. Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015(Epub, Jul 14).
209. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kramer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(1):9-20.
210. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(4):355-9.

8. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	Berkcan Tuncer
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	20 Haziran 1987, Eskişehir
HALEN GÖREVİ: Araştırma Görevlisi	
YAZIŞMA ADRESİ: Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	
TELEFON: 5543046604	
E-MAIL: dtuncerb@gmail.com	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2005 - 2010		Ankara Üniversitesi	Diş Hekimliği Fakültesi

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
2011-	Araştırma Görevlisi	Protetik Diş Tedavisi	Hacettepe Üniversitesi