

T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**FARKLI TİPLERDEKİ TİTANYUM ALTYAPI MATERYALİ  
İLE KOMPOZİT MATERYALİNİN BAĞLANTI  
DAYANIKLILIĞININ İNCELENMESİ**

**Aykut ÖNOL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN**

**Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Yönetim Birimi tarafından 3981-D1-14 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

**Tez No: 129**

**ISPARTA - 2015**

## KABUL ve ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı** Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 06/11/2015

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN  
Süleyman Demirel Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Isparta.

Üye :Prof. Dr. Bülent C. ULUDAĞ  
Ankara Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara.

Üye :Doç. Dr. Erdal EROĞLU  
Süleyman Demirel Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Isparta.

Üye :Doç. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN  
Süleyman Demirel Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti AD, Isparta.

Üye :Yrd. Doç. Dr. Işın KÜRKCÜOĞLU  
Süleyman Demirel Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Isparta.

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Mustafa KAYAN

Enstitü Müdürü

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

### BEYAN

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

“Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi” adlı Doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Aykut ÖNOL

İmza

Danışman

Yrd. Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN

İmza

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren desteğini her an hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr.H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e

Doktora eğitimimde büyük emekleri olan Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan, sevgili aileme ve sevgili eşim Dt. Seda Önal'a gösterdiği sabır, anlayış ve her türlü destekten dolayı,

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

**Dt. Aykut ÖNOL**

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL ve ONAY .....</b>	<b>ii</b>
<b>BEYAN.....</b>	<b>iii</b>
<b>ÖNSÖZ.....</b>	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER .....</b>	<b>v</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....</b>	<b>vii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ .....</b>	<b>ix</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ .....</b>	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Titanyum ve Özellikleri .....	3
2.1.1. Titanyumun Kimyasal Yapısı .....	3
2.1.2. Titanyumun Fiziksel Özellikleri .....	5
2.1.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri .....	7
2.1.4. Titanyumun Mekanik Özellikleri .....	7
2.1.5. Titanyumun Kullanım Alanları .....	7
2.2. Kompozit Resinler .....	8
2.2.1. Kompozit Resinlerin Yapısı .....	8
2.2.1.1. Organik Yapı .....	8
2.2.1.2. İnorganik Yapı .....	10
2.2.1.3. Bağlayıcı Yapı .....	11
2.2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması .....	11
2.2.2.1. Kompozitlerin İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması (10) .....	13
2.2.2.2. Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması .....	14
2.2.2.3. Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması .....	15
2.3. Metal-Kompozit Bağlantı Basamakları .....	16
2.3.1. Yüzey İşlemleri .....	16
2.3.1.1. Tormalama İşlemleri .....	16
2.3.1.2. Zımparalama İşlemleri .....	17
2.3.1.3. Kuşlama İşlemleri .....	17

2.3.1.4. Tribokimyasal Kuşlama.....	18
2.3.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme .....	19
2.3.2. Metal Primerlerin Kullanımı .....	19
2.3.3. Kompozit Materyalinin Polimerizasyonu .....	19
2.4. Mekanik Test Yöntemleri .....	20
2.4.1. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi .....	20
2.4.2. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	23
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>24</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması .....	24
3.1.1. Titanyum Disklerin Elde Edilmesi.....	24
3.1.2. Titanyum Disklerin Akrilik Rezin Bloklara Gömülmesi .....	26
3.1.3. Örneklerin Ultrasonik Temizliği .....	28
3.1.4. Titanyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması .....	29
3.1.4.1. Zımpara İşlemi .....	30
3.1.4.2. Alüminyum Oksit Kuşlama .....	31
3.1.4.3. Tribokimyasal Kuşlama.....	32
3.1.5. Yüzey İşlemleri Uygulanmış Örneklerle Kompozit Rezin Uygulanması. 33	
3.2. Örneklerin Bağlantı Dayanıklık Değerlerinin Belirlenmesi .....	38
3.3. Örneklerin Stereomikroskop Altında İncelenmesi.....	41
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>43</b>
4.1. Bağlantı Dayanıklılık Sonuçları .....	43
4.2. İstatistiksel Metot .....	43
4.3. İstatistiksel Sonuçlar .....	44
4.4. Stereomikroskop Görüntüleri.....	50
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>53</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>63</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>65</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>66</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>67</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>78</b>

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum Oksit
<b>Ark.</b>	: Arkadaşları
<b>Astm</b>	: Amerikan Test Ve Malzemeler Derneği
<b>Bcc</b>	: Body-Centered Cubic
<b>Bisigma</b>	: Bis-Fenol-A-Diglisidimetakrilat
<b>°c</b>	: Santigrat Derece
<b>C</b>	: Karbon
<b>Ca</b>	: Kalsiyum
<b>Cad-Cam</b>	: Bilgisayar Destekli Yazılım- İmalat
<b>Cl</b>	: Klor
<b>Cm</b>	: Santimetre
<b>Cpti</b>	: Commercially Pure Titanium
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>Fe</b>	: Demir
<b>G/cm<sup>3</sup></b>	: Santimetre Küp Başına Düşen Gram
<b>Gpa</b>	: Ağırlıklı Not Ortalaması
<b>Gr</b>	: Gram
<b>H<sub>2</sub>O<sub>2</sub></b>	: Hidrojen Peroksit
<b>Iso</b>	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
<b>Max</b>	: Maksimum
<b>Min</b>	: Minimum
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>Mm<sup>2</sup></b>	: Milimetre Kare
<b>Mo</b>	: Molibden
<b>Mpa</b>	: Megapaskal (Birim Alana Düşen Kuvvet)
<b>Mw/cm<sup>2</sup></b>	: Santimetre kareye düşen miliwolt
<b>N</b>	: Newton
<b>Nb</b>	: Niobyum
<b>Ni-Cr</b>	: Nikel Krom
<b>O</b>	: Oksijen

<b>S</b>	: Kükürt
<b>Sem</b>	: Taramalı Electron Mikroskopu
<b>Si</b>	: Silisyum
<b>Ta</b>	: Tantalum
<b>Tedgma</b>	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>Ti<sub>2</sub></b>	: Titanyum Dioksit
<b>Ti-6al-4v</b>	: Titanyum 6 Alüminyum 4 Vanadyum
<b>Udma</b>	: Üretan Dimetakrilat
<b>U.V.</b>	: Ultraviolet
<b>V</b>	: Vanadium
<b>µm</b>	: Mikrometre



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Saflıklarına göre saf titanyum ve alaşımlarının derecelendirilmesi.....	4
<b>Tablo 2.</b> Saf titanyum, titanyum alaşımlarının ve çeşitli materyallerin fiziksel özellikleri .....	6
<b>Tablo 3.</b> Titanyumun mekanik özellikleri .....	7
<b>Tablo 4.</b> Örneklerin gruplandırılması .....	30
<b>Tablo 5.</b> Gereç ve yöntemlerde kullanılan materyal ve cihazlar .....	42
<b>Tablo 6.</b> Grade 2 örneklere göre istatistiksel veriler .....	44
<b>Tablo 7.</b> Grade 2 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları.....	44
<b>Tablo 8.</b> Grade 4 örneklere göre istatistiksel veriler .....	45
<b>Tablo 9.</b> Grade 4 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları.....	45
<b>Tablo 10.</b> Grade 5 örneklere göre istatistiksel veriler .....	46
<b>Tablo 11.</b> Grade 5 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları.....	46
<b>Tablo 12.</b> Kontrol grubunun istatistiksel verileri .....	46
<b>Tablo 13.</b> Kontrol grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları.....	47
<b>Tablo 14.</b> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumlama grubunun istatistiksel verileri.....	47
<b>Tablo 15.</b> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumlama grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları .....	47
<b>Tablo 16.</b> Tribokimyasal kumlama grubunun istatistiksel verileri.....	48
<b>Tablo 17.</b> Tribokimyasal kumlama grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları .....	48
<b>Tablo 18.</b> Titanyum tiplerinin MPa cinsinden değerleri .....	49
<b>Tablo 19.</b> Yüzey işlemlerinin MPa cinsinden değerleri .....	49
<b>Tablo 20.</b> Gruplara göre kırılma tipleri .....	52

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Grade 2,4ve 5 titanyum çubuklar .....	25
<b>Resim 2.</b> Titanyum disk örneği.....	25
<b>Resim 3.</b> Titanyum disklerin ebatları.....	26
<b>Resim 4.</b> 18 cm uzunluğunda 14 cm çapındaki teflon borular .....	27
<b>Resim 5.</b> Titanyum disklerin akrilik rezine gömülmesi.....	27
<b>Resim 6.</b> Ultrasonik temizleme cihazı .....	29
<b>Resim 7.</b> Örneklerin zımpara işlemi .....	30
<b>Resim 8.</b> Örneklerin kumlama işlemi .....	32
<b>Resim 9.</b> Şeffaf bandın sabitlendiği bir örnek .....	33
<b>Resim 10.</b> Kompozit rezin .....	34
<b>Resim 11.</b> Uygulanan metal primer .....	34
<b>Resim 12.</b> Uygulanan pre-opak maddesi .....	35
<b>Resim 13.</b> Pre-opak maddesinin uygulama esnası.....	35
<b>Resim 14.</b> Uygulanan opak maddesi .....	35
<b>Resim 15.</b> Solidite V Işınlama cihazı .....	36
<b>Resim 16.</b> Işınlama sonrası polimerize olmuş bir örnek.....	37
<b>Resim 17-18.</b> Bağlantı dayanım test cihazı .....	39
<b>Resim 19.</b> Örnekler mengene yardımıyla cihaza sabitlendi .....	40
<b>Resim 20.</b> Kuvvet kolu bağlantı noktasına dik açıyla gelecek şekilde ayarlandı.....	40
<b>Resim 21.</b> Bağlantı dayanıklılık testi uygulandı.....	40
<b>Resim 22.</b> Kullanılan stereomikroskop.....	41
<b>Resim 23.</b> Yüzey işlemi uygulanmış titanyum yüzeyleri .....	50
<b>Resim 24.</b> Bütün örneklerin stereomikroskop görüntüleri .....	51

## 1. GİRİŞ

Titanyum, ilk olarak 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından izole edilerek tanımlanmıştır (1). Alüminyum, demir ve magnezyumun ardından yeryüzünde en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir. Reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur. Saf titanyum, Dr. Wilhelm Kroll tarafından açıklanan “Kroll prosesi” yöntemiyle, titanyum cevherinin karbon ve klor bulunan ortamda ısıtılarak işleme tabi tutulmasıyla elde edilmektedir. Bu işlemle elde edilen titanyum klorür ( $TiCl_4$ ), titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Yumuşak haldeki titanyum öncülü, basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir (1-4).

Diş hekimliğinde kullanılan dental alaşımların toksik ve allerjik potansiyelleri, alternatif metallerin arayışını gerekli kılmıştır. Geleneksel metal alt yapılı sabit protetik restorasyonların, yıllardır klinik uygulamalarda başarı ile kullanılmalarının yanında (5); yeterli kalınlığı sağlamak için aşırı diş preparasyonu gerektirmeleri gibi önemli bir dezavantajları bulunmaktadır (6).

Titanyum, biyouyumluluk, korozyona karşı direnç, uygun mekanik özellikler, düşük özgül ağırlık ve ısı geçirgenliği gibi önemli özelliklere sahiptir. Tüm bu özelliklerinin kazandırdığı avantajlar sayesinde, titanyum, diş hekimliğindeki protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (7).

Saf titanyum veya titanyum alaşımları, diş hekimliğinde, kron-köprü restorasyonlarında, implant destekli protezlerde ve hareketli protezlerin metal altyapı materyali olarak uygulama alanı bulmaktadır (8).

Yapılan protetik restorasyonların fonksiyonel, estetik ve dayanıklı olmaları ve bu amaçla kullanılan materyallerin de biyouyumluluğunun yüksek olması beklenmektedir. Bunun sonucunda, üretici firmalar tarafından, doldurucu materyaller ve rezinlerin yapısında süregelen birçok değişiklik yapılmakta olup, daha gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikleri olan dental kompozitlerin üretilmesi amaçlanmaktadır (9,10).

İmplant destekli sabit protetik tedavilerde kullanılmakta olan titanyum materyali ile kompozit rezinin makaslama bağlantı dayanımları, farklı gereç ve yöntemler kullanılarak bazı araştırmalarda incelenmiştir (11-18).

Yapılan çalışmalar sonucunda; titanyum implant uygulamalarında üst yapı materyali olarak kompozit rezinlerin kullanımı sayesinde; kron kırık tamirlerinin kolay yapılabildiği, buna bağlı olarak tedavi randevularının daha az zaman gerektirdiği, implant destekli tek üye kron yapımında yüzey yapısının ve parlaklığının korunabildiği ve plak birikiminin az olduğu gösterilmiştir. Bu avantajlarından dolayı, kompozit üst yapı uygulamaları, bazı implant firmaları tarafından da önerilmektedir (19, 20).

Bu deneysel çalışmada; diş hekimliğinde çeşitli alanlarda kullanılmakta olan (implant ve diş destekli sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali olarak, tam ve parsiyel protezlerde alt yapı materyali olarak, ortodontik tellerde, endodontik döner aletlerde) (8) farklı tiplerdeki titanyum materyallerinin, üstyapı materyali olarak kullanılmakta olan kompozit ile farklı yüzey işlemleri uygulanması sonucunda, bağlantı dayanımları incelemek amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Titanyum ve Özellikleri

Titanyum, ilk olarak 1791 yılında amatör metalurjist olan William McGregor tarafından keşfedilmiştir. McGregor, keşfettiği bu yapıyı “Menachin” diye adlandırmıştır. Bu tarihten üç yıl sonra, Klaproth, doğada çok geniş şekilde dağılmış bileşik hali olan rutil ( $TiO_2$ )’i bulmuş ve onun yeni elementin oksiti olduğuna karar vermiştir. Bu materyali, mitolojideki Titan’lardan esinlenerek ‘Titan’ olarak isimlendirmiştir. Teknik gelişimi, 1838’te, Kroll tarafından titan tetraklorid’in sıvı magnezyum ile saflaştırılması sonucu gerçekleşmiştir. 1910 yılında, Hunter tarafından, %98-99 saflıkta titanyum elde edilmiştir (4, 21-23).

Titanyum, biyouyumluluk, korozyona direnç, mekanik özelliklerinin uygunluğu ve ısı geçirgenliği gibi önemli özelliklere sahiptir. Titanyumun, protetik restorasyonlar için önemli olan özelliklerinden bir tanesi de, ısıl iletkenliğinin düşük olmasıdır (8, 24, 25). Hafif metaller grubuna giren titanyumun bir önemli özelliği de düşük özgül ağırlığına sahip olmasıdır. Bu özelliklerinin yanında titanyum röntgen geçirgenliğine sahiptir ve yaklaşık 1,6 mm kalınlığına sahip metal parçalarında hem kenar preparasyonları, hem de adeziv restorasyonları altındaki çürük lezyonları kolayca teşhis edilebilmektedir. Titanyumun en önemli özelliklerinden bir tanesi ise, toksik olmaması ve antiallerjik olmasıdır (26).

#### 2.1.1. Titanyumun Kimyasal Yapısı

Titanyum, allotropik bir elementtir. Yüksek mekanik dayanıklılığa sahip ve iyi şekil verilebilir yumuşak özellikteki alfa fazında bulunur.  $885C^0$  ‘nin üstünde, body-centered cubic (BCC) yapısında sert, dayanıklı ve zor şekillendirilen (Beta fazına) dönüşür. Faz geçişi alüminyum (AL), oksijen (O), azot (N) ve karbon (C) veya molibden (Mo), vanadyum (V), tantalyum (Ta), demir (Fe) ve niobyum (Nb) ile sağlanır. Titanyumun alfa, alfa’ya yakın, alfa/beta, beta olmak üzere farklı fazlarının olması, bu yapısal geçiş nedeniyledir (22, 23, 27).

Diş hekimliğinde kullanılan Ticari saf titanyum (Commercially Pure Titanyum-CpTi) değişik oranlardaki oksijen, demir ve eser elementlerin içerikliklerine göre 4 sınıfa ayrılır (28). Bazı araştırmacılar Ti-6Al-4V alaşımını diş hekimliğindeki 5. Sınıf titanyum alaşımı olarak tanımlamışlardır (12, 29, 30).

**Tablo 1.** Saflikliklarına göre saf titanyum ve alaşımlarının derecelendirilmesi (%) (8, 31)

Grup	O	N	C	H	Fe	Al	V	Ti
<b>Grade 1</b>	0,18	0,03	0,10	0,1	0,2	-	-	Kalan Miktar
<b>Grade 2</b>	0,25	0,03	0,10	0,1	0,3	-	-	Kalan Miktar
<b>Grade 3</b>	0,35	0,05	0,10	0,1	0,3	-	-	Kalan Miktar
<b>Grade 4</b>	0,40	0,05	0,10	0,1	0,5	-	-	Kalan Miktar
<b>Grade 5 (Ti-6Al-4V)</b>	0.20	0.05	0.08	0.1	0.3	5,5-6,75	3,5-4,5	Kalan Miktar

Saf titanyumda (CpTi), %0,18-0,40 oranında oksijen bulunmaktadır. Solüsyonda metalin tek fazda kalmasını oksijen sağlamaktadır. Kübik formulu beta fazına göre, oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler alfa fazında daha fazla çözünürlüğe sahiptirler. Solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştüren bu elementler, alfa-fazının kararlılığına yardım ederler. Molibden, kobalt, nikel, niobyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan beta stabilizörleri olarak görev yaparlar. Alfa stabilizörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın, beta-stabilizörleri dönüşüm sıcaklığını düşürmektedir. Alfa-fazlı alaşımlar beta titanyum alaşımlarına göre, daha az dirençli ve daha az kırılmandır (2, 27, 32, 33).

Az miktarlarda alüminyum (%5,5-6,75) ve vanadyum (%3,5-4,5) ilave edildiğinde titanyum alaşımın direnci, CpTi'ye (Saf titanyum) göre artmaktadır. Alüminyum, alfa stabilizörü olarak görev yapmaktadır. Vanadyum ise beta stabilizasyonunda rol oynamaktadır. Alfa-beta dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış olur ve bu şekilde oda sıcaklığında hem alfa hem de beta formları oluşmuş olur. Bu nedenle Ti-6Al-4V, alfa ve beta grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma

şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı titanyum Grade 5 alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir (2, 32, 34, 35). Aynı zamanda Cp-Ti (Saf titanyum) ile karşılaştırıldıklarında daha iyi mekanik özellikler gösterirken, biyouyumlulukları sayesinde diz, dirsek ve bilek protezlerinde kullanılmaktadır (36). Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ATMD) saf titanyum (Cp-Ti) ve titanyum alaşımlarını sınıflara (Grade) ayırmış ve toplamda 39 sınıf elde etmiştir (37). Ti-6Al-4V alaşımı mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmaktadır. Bu alaşım Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ATDM) tarafından Grade 5 Titanyum olarak tanımlanmış olup bazı yayınlarda bu gruptandırma göre de kullanılmaktadır (12, 29, 36).

Alfa-fazında Cp-Ti, alfa/beta fazında Ti-6Al-4V ve beta fazında Ti-Mo teller diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımlarıdır. Soğuk şekillendirme, frezeleme ve döküm tekniğiyle üretilmektedirler. Türleri farklı olan titanyum alaşımlarının üretim şekilleri, bileşimleri, yapıları ve özellikleri de birbirlerinden farklıdır (2, 4, 33, 38).

Tam protezlerde ve hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyalleri olarak kullanılan Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V) yapılan son çalışmalara göre aynı zamanda dental implantların ve ağız içi implant protezlerin yapımında da kullanılmaktadırlar (12).

### **2.1.2. Titanyumun Fiziksel Özellikleri**

Titanyum bir geçiş elementidir. Atom numarası 22'dir ve atomik ağırlığı 47,9'dur. Periyodik tablonun 4 A grubundadır. Çok hafif bir metaldir, 25 °C'de 4,505 g/cm<sup>3</sup> yoğunluktadır. Erime noktası 1668 °C, kaynama noktası 3260 °C'dir. Isısal genişleme katsayısı 15 °C'de 8,35x10<sup>-6</sup> / °C'dir (21). Bakırın elektrik iletkenliğinin %100 olduğu durumda titanyumun elektrik iletkenliği %3,1'dir (22, 39).

**Tablo 2.** Saf titanyum, titanyum alaşımlarının ve çeşitli materyallerin fiziksel özellikleri (31, 37, 40-45)

Materyal	Elastisite (GPa)	Çekme Kuvveti Dayanıklılığı (MPa)	Eğilme Dayanıklılığı (MPa)	Uzama (%)	Yoğunluk (g/cc)
<b>Cp grade I Ti</b>	102	240	170	24	4,5
<b>Cp grade II Ti</b>	102	345	275	20	4,5
<b>Cp grade III Ti</b>	102	450	380	18	4,5
<b>Cp grade IV Ti</b>	104	550	483	15	4,5
<b>Ti-6Al-4V</b>	113	930	860	10	4,4
<b>Co-Cr-Mo</b>	240	700	450	8	8,5
<b>Dentin</b>	18,3	52	n/a	0	2,2
<b>Mine</b>	84	10	n/a	0	3

### **Titanyumun Yüzey Özellikleri**

Titanyum yüzeyi hava ile temas ettiğinde  $10^{-9}$  saniye içinde yüzeyinde bir oksit tabakası oluşturur ve bu oksit tabakası izleyen 1 saniye içerisinde 2 ila 10  $\mu\text{m}$  kalınlığa kadar ulaşarak titanyumun korozyona olan direncini artırır (46, 47). Titanyumun biyoyumluluğu titanyum oksit tabakasının varlığına bağlıdır ve bu tabaka doğal olarak oluşur (48).

Titanyum farklı element miktarlarına sahip birkaç farklı oksit oluşturabilmektedir. Bunlar;  $\text{TiO}$ ,  $\text{Ti}_2\text{O}_3$  ve  $\text{TiO}_2$  olup en kararlı olanı  $\text{TiO}_2$ 'dir.  $\text{TiO}_2$ 'in kimyasal etkilere karşı oldukça karardır, kendini anında yeniler ve alt tabakaya oldukça güçlü yapışır. Bu özellikleri onu korozyona en dayanıklı metallere den biri yapmaktadır (48-50).

Titanyum, oksijenin yanı sıra nitrojen ve hidrojen ile de reaksiyona girer. Yüksek sıcaklıkta karbondioksit absorbe edebilir. 1 gr titanyum oda sıcaklığının üstünde 400 cc gaz absorbe edebilir (22).

Titanyum yüzeyinde oksit tabakası oluşturmakla kalmaz, 800  $^{\circ}\text{C}$  'nin üzerinde oksijenin titanyuma difüzyonu ile daha kalın, sert ve kırılğan olan kontaminasyon tabakası oluşturur (51).



### 2.1.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri

Titanyumun yüzeylere doku cevabının uygun olması ve alerjik reaksiyonların gözlenmemesine bağlı olarak, titanyum mükemmel biyouyumluluğuyla bilinir (52). Saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımlarıyla temas halindeki dokuların reaksiyonu oldukça ılımlıdır ve kemik osseointegrasyonu oluşturur (28).

### 2.1.4. Titanyumun Mekanik Özellikleri

**Tablo 3.** Titanyumun mekanik özellikleri (28)

<b>Kopma Dayanıklılığı</b>	<b>700-985 MPa</b>
<b>Çekme Dayanıklılığı</b>	<b>~ 250 MPa</b>
<b>Uzaması</b>	<b>~ %50</b>
<b>Sertlik</b>	<b>210 (Vickers)</b>
<b>Elastisite Modülü</b>	<b>110-117 GPa</b>
<b>Germe/akma Dayanıklılığı (saf titanyum)</b>	<b>170-480 MPa</b>
<b>Germe/akma Dayanıklılığı (titanyum alaşımları)</b>	<b>560-860 MPa</b>

### 2.1.5. Titanyumun Kullanım Alanları

Titanyum alaşımları, tıp alanında kalp kapakçığı, ortopedik eklemler gibi biyomedikal cihazların üretiminde kullanılırlar (4, 53). Endüstriyel alanda, uygun mekanik ve fiziksel özellikleri, hafif olmaları nedeniyle uzay endüstrisinde, deniz altı çalışmalarında, optik alanda, saatlerde kullanılmaktadır (1, 4, 54). Protetik diş tedavisinde kron ve köprülerin metal altyapısında, implant destekli hareketli bölümlü protezlerde (1, 15, 55), endodontide kanal postlarında (56), mandibular rekonstrüksiyon için plak ve vida formunda (57), implant materyali olarak (52), ortodontide tel ve ark yapımı amaçlı (58), konservatif amaçlı pin olarak (59), periodontolojide membran olarak (60) kullanılmaktadırlar.

## **2.2. Kompozit Rezinler**

Kompozit rezin materyaller modern diş hekimliğinde çok geniş bir kullanım alanına sahiptir.

### **2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı**

Kompozit rezinler, silikat cam partiküllerin polimerize olan akrilik monomer ile birleşiminden oluşur. Silikat partiküller birleşimin mekanik gúcünü arttırır ve materyalde mine benzeri Őeffaflık sağlar. Materyalin kaviteye yerleştirilebilmesini ve Őekillendirilebilmesini akrilik monomerler sağlar (61).

Kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşur (61, 62).

1. Organik yapı,
2. Ara bağlayıcı yapı,
3. İnorganik yapı.

#### **2.2.1.1. Organik Yapı**

Kompozit rezinlerin organik yapısında, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi monomerler ve komonomerler ile inhibitörler; polimerizasyon başlatıcıları ve U.V stabilizatörleri bulunmaktadır (63).

Günümüzde ticari amaçlı üretilen kompozitlerinin çoğunda organik polimer matriks ya bir aromatik oligomer ya da üretan diakrilat oligomeridir(42).

Polimer; monomer adı verilen daha küçük birimlerin birbirlerine bağlanması ile oluşan büyük moleküllerdir. Monomerlerin bir araya gelerek polimerleri oluşturmalarına polimerizasyon adı verilir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvı formdadır ve polimerizasyon sürecinde katı forma dönüşür. Monomerlerin polimerlere dönüşme oranına dönüşüm derecesi denir (64).

Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin gelişimi incelendiğinde; ilk kullanılanların metil metakrilat rezinler olduğu görülür. Metil metakrilat rezinlerin

çözünürlük ve yüksek aşınma özellikleri gibi dezavantajları nedeni ile dolgu maddesi olarak kullanılabilen başka bir sentetik rezin geliştirilmiştir. Epoksi rezinler oda sıcaklığında çok küçük bir büzülme ile sertleşmiş birçok katıya bağlanabilme özelliğine sahip, çözünmez polimerler oluşturmaktadır (65). Ancak yavaş sertleşmeleri nedeni ile epoksi rezinlerin direkt dolgu materyali olarak kullanımını ortadan kaldırmıştır (66).

### **Bis-GMA**

Epoksi rezinlerin kullanımının ortadan kalkmasıyla diş hekimliğinde çığır açan yeni bir sentetik monomer geliştirilmiştir. Monomerin polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağı aracılığıyla oluşan bu rezin, Bis-GMA (Bis-Fenol-A-Diglisidimetakrilat) adını alır (67, 68). Bu yeni monomerin metil metakrilat ve epoksi rezinden üstünlüğü; daha büyük molekül boyutuna sahip olması ve kimyasal yapısı nedeni ile daha az uçucu olması, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olması, daha hızlı sertleşmesi ve daha sert, güçlü rezin yapısı oluşturmasıdır (66).

### **UDMA**

Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomer olarak kullanılmıştır.

Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olsa da daha akıcıdır (64). Bu yapıya, klinik olarak kullanılabilir hale getirmek için seyreltici monomerler eklenmektedir (69). Tek başına kullanılabildiği gibi Bis-GMA ve TEGDMA gibi diğer monomerlerle birlikte de kullanılabilir. UDMA'nın avantajı akıcılığı ve üretanın oluşturduğu bağların esnekliğidir. Bu esneklik dayanıklılığı da artırır (66).

### **TEGDMA**

Bis-GMA'nın yüksek yoğunluğu, doldurucuların yapıya dahil edilmesini engellemektedir. Yapıya doldurucuların eklenebilmesi için daha düşük molekül ağırlığına sahip monomerler Bis-GMA ile karıştırılmıştır. Bu amaçla en sık kullanılan komonomer trietilenglikol dimetakrilattır (TEGDMA). Viskoziteyi artırmak ve kontrol edebilmek amacıyla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)

yapıya ilave edilmiştir (10, 70). Ancak Bis-GMA'nın seyreltilmesinin polimerizasyon büzülmesini arttırması gibi olumsuz etkileri vardır (66).

Son olarak geliştirilen monomerlerden biri de "siloran"dır. Siloksan ve oksiran moleküllerinin birleşimi sonucunda oluşmuştur. Bu monomerin polimerizasyonu katyonik halka açılması şeklinde olur. Bu sayede daha az polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmektedir (71).

### **İnhibitörler**

Monomerlerin kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin sistemlerin yapısına katılırlar. İnhibitörler kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatmakla beraber, uygun çalışma sresinin sağlanmasına da yardımcı olur (72, 73).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan bir  $\alpha$ -diketon olan kamforokinondur. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (74-76).

Özellikle kimyasal kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonunun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renkleşmelere neden olabilirler. Bunu engellemek amacıyla yapıya UV stabilizatörleri (2- hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (74).

### **Pigmentler**

Diş yapısıyla uyumu sağlamak için kompozitlerin içine çok az miktarda inorganik pigmentler ilave edilmiştir. İnsan dişleriyle uyumlu olması için sarıdan griye değişen farklı tonlarda (10 ton) kompozit üretilmiştir. Normal renk tonlarının dışındaki renkleri elde etmek için standart renk tonları karışımı kullanılmaktadır. Beyazlatılmış dişler için de özel renk tonları mevcuttur (69).

#### **2.2.1.2. İnorganik Yapı**

Doldurucular cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat ve hidroksi apatitten üretilir. Arttırılmış doldurucu içeriği polimerizasyon büzülmesinin, lineer genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılmasını sağlar.

Yüksek doldurucu içeriği ile birlikte baskı ve gerilim kuvvetlerine direnç, elastik modülüs ve aşınma direncinde artışı da beraberinde getirir (10, 33, 69, 77). Yapıdaki doldurucu miktarının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirken akışkanlığını azaltır. Küçük boyutlu doldurucular estetik özellikleri geliştirirken, büyük boyutta olan doldurucular fiziksel özellikleri artırır. Aynı oranda büyük doldurucu yerine küçük doldurucu kullanılması da sürtünme yüzeyinin artması sonucunda akıcılığı azaltır (61). Son zamanlarda doldurucular sol-jel metoduyla üretilmektedirler. Bu yöntemde boyutları nm'den µm'ye kadar değişen silikat öncüler kullanılarak, farklı boyutlarda doldurucular üretilebilir. Sol-jel yöntemiyle submikron düzeyinde partiküllerin üretilmesi nano boyutlarda doldurucuların üretilmesine de öncü olmuştur (78).

### **2.2.1.3. Bağlayıcı Yapı**

Doldurucu partiküllerin rezin matrikse bağlanmaları, bağlantı streslerinin rezin matriks ve doldurucular arasında paylaşılmasını sağlar ve daha esnek bir polimer matriks oluşumuna neden olur. Doldurucu partikülleri ve rezin matriks arasındaki bu bağlantı ara bağlayıcılar ile sağlanır. Doğru şekilde yapıya yerleştirilmiş ara bağlayıcı ajanlar fiziksel ve mekanik özelliklerin güçlenmesini ve doldurucu-rezin ara yüzüne suyun penetrasyonunu engelleyerek çözünürlüğün azaltılmasını sağlar (72).

### **2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler, doldurucu ya da matriks kısmın içeriğine, miktarına ya da polimerizasyon özelliklerine göre sınıflandırılırlar. En yaygın sınıflandırmalar; doldurucu içeriği, doldurucu partikül büyüklüğü ya da doldurucu ilavesi metoduna göre yapılan sınıflandırmalardır. Kompozit rezinler değişik araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır (79-82).

Leinfelder ve Lemans'a (79) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 20-35  $\mu\text{m}$  olanlar
- b. Ara faz kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-5  $\mu\text{m}$  olanlar
- c. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,04  $\mu\text{m}$  olanlar

O'Brien'a (81) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 20-50  $\mu\text{m}$  olanlar
- b. Ara faz kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-5 $\mu\text{m}$  olanlar
- c. İnce partiküllü kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,5 $\mu\text{m}$  olanlar
- d. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,05  $\mu\text{m}$  olanlar

Phillips'e (82) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 8-12  $\mu\text{m}$  olanlar
- b. Küçük partiküllü kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-5  $\mu\text{m}$  olanlar
- c. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,04-4  $\mu\text{m}$  olanlar
- d. Hibrit kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1  $\mu\text{m}$  olanlar

Crispin'e (83) göre:

- a. Makrodolduruculu kompozitler
- b. Mikrodolduruculu kompozitler
- c. Hibrit kompozitler

Günümüzde de gerçekliliğini koruyan Lutz ve Phillips'in (82) sınıflandırmasında ise inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır. Polimer matriks içerisine çeşitli oranlarda dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesi doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilgilidir. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içindeki dağılımı ile matrikste birtakım boşluklar oluşur. Bu nedenle farklı büyüklükteki partiküllerin matriks içinde harmanlanması gerekir (80).

Kompozit materyallerinin doldurucu içeriklerinin arttırılması ile mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Bu amaçla seramik tanecikleri dolduruculu kompozit rezinler (seromer) üretilmiştir. İnce partiküllü hibrit kompozitler sınıfında yer alan seromerlerin mekanik özellikleri seramiklere yakın bulunmuştur. Seramik doldurucu miktarı yaklaşık 0,75  $\mu\text{m}$  olup, %75-80 oranında doldurucu içermektedir (84-87).

#### **2.2.2.1. Kompozitlerin İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması (10)**

1. Megafil (50–100  $\mu\text{m}$ )
2. Makrofil (10–100  $\mu\text{m}$ )
3. Midofil (1–10  $\mu\text{m}$ )
4. Minofil (0,1–1  $\mu\text{m}$ )
5. Mikrofil (0,01–0,1  $\mu\text{m}$ )
6. Nanofil (0,005–0,01  $\mu\text{m}$ )

##### **Megafil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100  $\mu\text{m}$  olan kompozit rezinlere Megafil kompozitler olarak sınıflandırılırlar (10).

##### **Makrofil Kompozitler**

Makrodolduruculu kompozitlerde doldurucular kompozit rezin hacminin %60-70'ini, ağırlığının ise %70-80'inin oluşturur. Bunların en önemli dezavantajı, rezin matriksin kolayca aşınmasına karşın doldurucuların aşınmayıp yüzeyden taşan düzensizlikler oluşturmasıdır (10).

### **Minifil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Bu materyallerde aşınmaya karşı direnç artırılmış ve kompozite radyoopasite kazandırılmıştır (10).

### **Mikrofil Kompozitler**

Makrodolduruculu kompozit rezinlerdeki yüzey pürüzlülük problemini çözmek için partikül çapı 200-300 kez daha küçük olan mikrodolduruculu kompozit rezinler geliştirilmiştir. Doldurucular, kompozit ağırlığının %35-60'ını oluşturur. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerin en belirgin özelliği, oldukça düzgün dolgu yüzeyleri gerçekleştirmeye elverişli olmalarıdır (88).

### **Nanofil Kompozitler**

Nanodoldurucu teknolojisinde partiküller, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (89). Üretilen izole nano partiküller, organik matrikse ilave edilerek geleneksel cam dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklemesine olanak verirler. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin düşük vizkoziteleri daha rahat işlenebilirlik sağlar. Artan inorganik yapı, azalan organik matriks ilişkisi, büzülmenin azalacağı fikrini gündeme getirmiştir (78).

## **2.2.2.2. Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması**

### **Kompozit rezinler polimerizasyon şekillerine göre ;**

1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler,
2. Mor ötesi ışık (UV) ile polimerize olan kompozit rezinler,
3. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler,
4. Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar (10, 61, 62).



### **Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler**

Genellikle iki pat halinde bulunurlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve dodurucuları içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Her iki pattan eşit miktarda alınarak karıştırılır. İki pat karıştığı zaman amin, benzol peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlamış olur (10).

### **Mor ötesi ışık (UV) ile polimerize olan kompozit rezinler**

Dalga boyu 320-365 nm olan UV ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içeren materyallerdir. Polimerizasyon derinliği yetersiz olduğu için yerini mavi ışık ile aktive olan sistemler almıştır. Buna ek olarak ultraviyole ışığın hem hekim hem de hasta için cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (90, 91).

### **Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler**

Polimerizasyon için görünür mavi ışığın 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm<sup>2</sup> olması gerekir. Polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kamforokinon kullanılır. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte ve serbest radikaller oluşmaktadır. Kompozitin polimerizasyonunun hekim kontrolünde olması, çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı önemli avantajlarındandır (10).

### **Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler**

Argon lazer ile daha kısa sürede ve 3-4 mm kalınlığındaki bölgelere ulaşan polimerizasyonun sağlanabildiği gösterilmiştir (92).

## **2.2.2.3. Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması**

### **Akıcı Kompozitler**

Küçük boyutta doldurucu içeren ve hibrit kompozitlerin modifiye edilmesi ile oluşturulan kompozit rezin tipidir. Akıcı kompozitlerin doldurucu oranı; akıcılığı arttırmak, eşit olarak yayılmasını sağlamak ve istenilen diş anatomisine uygun olarak kavite duvarlarına daha iyi adapte olmasını sağlamak amacıyla azaltılmıştır. Ancak doldurucu oranının azaltılması aşınma direncini de azaltır (72).

## **Kondanse Edilebilen Kompozitler**

Kondanse edilebilir kompozitler yüksek oranda doldurucu içerirler. Amalgam gibi kondanse edilebilmeleri nedeni ile daha başarılı bir kontak noktası oluşturabilirler. Fiziksel özelliklerinin gümüş amalgamlara benzer olduğu, hibrit kompozitlerden daha iyi olduğu gösterilse de klinik başarılarının hibrit kompozitlere benzer olduğu bildirilmiştir (93).

### **2.3. Metal-Kompozit Bağlantı Basamakları**

Rezin kompozit ile metallerin bağlantısı, pratik diş hekimliği için önemli bir adımdır. Tam seramik, tam metal, metal destekli seramik restorasyonlara göre kolay tamir edilebilme özelliği metal-kompozit bağlantısının uzun dönem başarısıdır (94,95).

Maksimum kompozit-metal bağlantısı için bazı metotlar üretilmiştir. Bunlar micro-mekanik, makro-mekanik, kimyasal ve kombine işlemlerdir (96-100). Mikro-mekanik retansiyon polimerize kompozitin içine infiltre olabilen kimyasallar örneğin asit ile ya da kumlama işlemleri ile metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemidir (101). Bazı çalışmalara göre kumlama ile abrazyon işlemi metal-kompozit bağlantısının artırılmasında en etkili yöntemdir (96).

#### **2.3.1. Yüzey İşlemleri**

Katı bir materyal ile fiziksel kuvvetlerin yüzeye uygulanarak materyalin işlenmesi, şekillendirilmesi ve madde kaybının sağlanması işlemine yüzey işlemleri denir. Mekanik yüzey değişiklik işlemlerinde yüzey materyalinde kesici veya aşındırıcı bir uygulama ile madde kaybı oluşabilir, yüzey materyali tanecikler ile kumlanarak deforme edilebilir veya bu şekilde kısmi madde kaybı sağlanabilir (102).

##### **2.3.1.1. Tortalama İşlemleri**

Tortalanan yüzeyler çalışan kesici ucun hızına ve uyguladığı baskıya, kullanılan kayganlaştırıcı solüsyonun özelliklerine bağlıdır (102).

Tornalama işlemi sayesinde, bazı yüzey özellikleri meydana gelmektedir. Yüzey topoğrafisi tornalama işlemi yönü boyunca yönlenme gösteren oluklar içermektedir. Yüzey tabakası plastik olarak deforme edilerek aşındırılmıştır. Yüzey temizleme çözümleri ya da tornalama işlemi sırasında kullanılan kayganlaştırıcı solüsyonlardan arta kalan organik ve inorganik (Si, Ca, S, Cl, Fe, vb.) kirleticiler titanyum yüzeyinde artık bırakabilir (102).

### **2.3.1.2. Zımparalama İşlemleri**

Zımparalama ve parlatma işlemleri materyal yüzeyinde aşındırıcı tanecikler ile madde kaldırılması esasına dayanan, prensipte birbirine benzer işlemlerdir. Kullanılan aşındırıcı tanecikler genellikle SiC, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve elmas esaslıdır. En ince boyutta aşındırıcı tanecikler kullanıldığında ayna parlaklığında yüzeyler elde edilebilmektedir. Uygulanan mekanik hareket, materyal yüzeyinde plastik deformasyon ve stres oluşumuna neden olmaktadır. Ayrıca, titanyumun daha saf tipleri gibi yumuşak materyallerde parlatma tanecikleri yüzeye saplanabilmektedir (102).

### **2.3.1.3. Kuşlama İşlemleri**

Kuşlama işlemi basınçlı hava ile materyal yüzeyine kum olarak tabir edilen ve mikron boyutlarında olan malzemelerin püskürtülmesi olarak tanımlanmaktadır. Hava sayesinde yüksek bir hıza ve dolayısıyla momentuma sahip olan bu kum tanecikleri yüzeye çarptıklarında mikron düzeyinde izler bırakırlar. Genellikle; alüminyum, silis ve titanyum, cam ve yakut kullanılmaktadır (103-108).

Metal yüzeylerde çözünebilir tanecikler ile kuşlama yapıldığında bu yüzeylerdeki tanecikler nitrik asit banyosu ile çözündürülerek uzaklaştırılabilir. Böylece; kuşlama sırasında oluşturulan tepeler ve vadiler, yüzeyi taneciklerden temizlemek için uygulanan asit/alkali solüsyonları tarafından düzleştirilmeden yüzey pürüzlülüğü korunmaktadır (105).

#### 2.3.1.4. Tribokimyasal Kuşlama

Tribokimyasal silika kaplamada, silika ile modifiye edilen alüminyum oksit partikülleri basınçla yüzeye uygulanır. Tribokimyasal silika kaplama işleminde, alüminyum oksit tozu ile mikromekanik retansiyon sağlanırken, silika kaplı partiküller sayesinde de silanizasyonla birlikte kimyasal bağlanma meydana gelir (109, 110).

Çalışmalar göstermiştir ki metal yüzeyi ile kompozit bağlantısının artırılmasında silan kaplama ajanları kullanımı önemli bir yer tutmaktadır (111, 112). Silanların hidrolize olmuş analogları olan silanoller çift fonksiyonlu moleküllerdir. Hidrofilik bölgesi metal yüzeyi ile hidrojen bağları kurar iken, hidrofobik bölgesi ise kompozitin metakrilat grubu ile kopolimerize olup kompozit-metal bağlantısı için kovalent bağ oluşturur (72).

Cojet (3M ESPE, Seefeld, Germany) kuşlama işlemi mikro-mekanik ve kimyasal metotların kombine edilmesi ile retansiyonu arttıran bir yöntemdir. Silanize-Alüminyum partiküllerinin temas ettiği metal yüzeyinin silika kaplamasına (tribokimyasal kuşlama) esasına dayanan bir sistemdir (113).

Cojet sistemi, metal seramik ve tam seramik restorasyon kırıklarının intraoral tamirleri gibi klinik uygulamalarda yüzeyi silika kaplamak için kullanılır. Silika kaplamayı takiben silanizasyon uygulamasının, yüksek alümina ve zirkonyum oksit seramiklerinin adezyonunu yalnızca kuşlama işlemine göre daha çok arttırdığı gözlenmiştir (114).

Cojet sistemi ile silika kaplı alümina partikülleri yüzeye yerleştirilir ve takiben alümina ve silika partikülleri ile adezivler arasında kovalent bağ kuran coupling ajanı (prehidrolize,3-metasiroksipropil trimetaksilan) sürülür. Bu metot rezinler ve güçlendirilmiş seramikler arasında istenilen adezyonu sağlar (115). Bu sistem ile kırık porselen, amalgam ya da metal alaşımların tamiri de gerçekleştirilebilir. Ek olarak kompozit rezin ile porselen ve zirkonyum gibi materyallerin bağlantı değerlerini de arttırmaktadır (16).

### **2.3.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme**

Dental ve tıp alanlarındaki hastalıkların tedavisinde, lazer kullanımı son zamanlarda giderek artan bir gelişme göstermektedir. Farklı tedavi prosedürleri içinde farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir (116-119). Lazer sistemleri konvansiyonel metotlar içerisinde yeni bir metot olarak sunulmuştur. Lazerle pürüzlendirme, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de alternatif bir metottur (119).

Diş hekimliğinde lazer teknolojisi, mikrosızıntının azaltılmasında da etkili bir yöntemdir. Son zamanlarda, materyal yüzeyini değiştirmek için güvenli ve kolay bir yöntem sağladığı savunulmaktadır (120).

### **2.3.2. Metal Primerlerin Kullanımı**

Titanyumun altyapı materyali olarak kullanıldığı protetik tedavilerde rezin sistemler ile simante edilmesi amacıyla kimyasal adeziv sistemlerin kullanılması gereklidir (14). Bu sistemler monomerler, doldurucular, polimerizasyon başlatıcılar ve fonksiyonel monomerler ihtiva etmektedirler. Fonksiyonel monomerler titanyum bağlantı mekanizmalarında kritik rol almaktadır (121-124).

Saf titanyuma bağlantı mekanizmalarında karboksilik, fosforik, ya da tiofosforik asit türevi fonksiyonel monomer ihtiva eden primerlerin uygulanmasının bağlantı dayanıklılığını arttırdığını göstermiştir (125, 126).

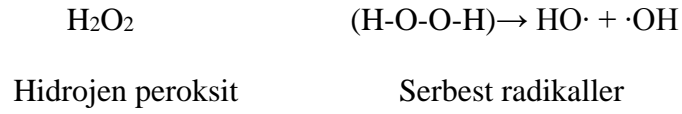
### **2.3.3. Kompozit Materyalinin Polimerizasyonu**

Kimyasal yapıları aynı ve aynı reaksiyon aktivitesine sahip olan basit moleküllerin (monomer) kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde birbirine bağlanmasından meydana gelen büyük moleküllü maddelere polimer denir (81).

#### **Başlama Reaksiyonu**

Başlama reaksiyonunu 2 aşama kontrol etmektedir. Bunlar aktivasyon ve inhibisyon aşamalarıdır. Reaksiyon serbest bir radikal tarafından başlatılır (82). Serbest radikal tersiyer amin ya da organik peroksit ile birlikte sülfirik asit derivesi

gibi kimyasal aktivatörün reaksiyonu ile elde edilir. Serbest radikal oluşum formülü aşağıda gösterilmiştir:



Self-cure kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonu peroksit grubu bir başlatıcı ve amin grubu bir hızlandırıcı ile kimyasal olarak başlatılır. Işıkla sertleşen kompozitlerde ise reaksiyon görülebilir mavi ışıkla başlatılmaktadır. Dual cure kompozitlerde kimyasal ve ışıkla aktivasyonun bir kombinasyonu ile polimerizasyon reaksiyonu meydana gelir (70).

### **Büyüme Reaksiyonu**

Bu faz aynı molekül ünitelerine devam eden ilaveler ile oluşur. Bu işlem serbest radikalın, en son eklenen ünitenin sonuna transferi ile zincirin sürekli büyümesine neden olur. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi monomer ünitelerinin bitmesine kadar devam eder. Hidrokinon ve ojenol gibi oksijen içeren tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabilir. Sonlanma, iki ayrı zincirin etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırmalarıyla oluşur (82).

### **Sonlanma Reaksiyonu**

Bazen radikalın reaktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olabilir. Bu işlem zincirinin sonlanması ile sonuçlanırken diğerinin devamlı büyümesine neden olur. Başlatıcı ışık ile aktive edildikten sonra ortamda çok miktarda monomer molekülü bulunduğu için sonlanma reaksiyonları artar. Uzun süre kararlı kalamayacaklarından, ortamda monomer bittikten belli bir süre sonra radikaller su, oksijen ve karbondioksit gibi bir madde ile de aktiviteyi kaybederler (82).

## **2.4. Mekanik Test Yöntemleri**

### **2.4.1. Makaslama Bağlantı Dayanım Testi**

Zaman alıcı ve masraflı klinik araştırmalara başlamadan önce, in vitro mekanik çalışmaların yapılması, yeni bir malzemenin in vivo olarak kullanılabilir

olup olmadığı hakkında tahmin yürütmede yardımcı olabilir. Dental malzemelerin mekanik özellikleri, klinik performansları hakkında önceden bilgi verirler. Diş hekimliğinde kullanılan çeşitli materyallerde uygulanan farklı test yöntemlerinin farklı sonuçlar verebileceği göz önünde bulundurulmalı ve farklı materyallerin bu özelliklerine göre uygun test metodu seçilmelidir (127). Bağlanma dayanımı ölçümleri, materyallerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir (128).

İn vitro olarak iki materyal arasındaki bağlanma dayanımını ölçmede pek çok test yöntemi tanımlanmıştır. Bunlardan “makaslama” bağlanma dayanımı testi, bağlanma dayanımını test etmede oldukça sık kullanılmasına rağmen, ara yüzde oluşturduğu homojen olmayan stres dağılıma sahiptir (129, 130).

Çeşitli araştırmalar makaslama bağlanma testi sonrası başarısızlık tipinin, ara yüzde adeziv başarısızlığın yerine daha çok yapıştırılan materyaller içinde koheziv başarısızlık şeklinde olduğunu göstermiştir (129).

Della Bona ve Van Noort (131), rezin-seramik bağlantısının “makaslama” testinde, yükleme sonrası seramik içinde yüksek gerilim stresi oluşumunun çok düşük kuvvetler altında koheziv kopmalara sebep olduğunu gözlemişlerdir.

Diğer yandan gerilme bağlanma dayanımı testleri, bağlantı bölgesinde gerilim bağlanma dayanımı ölçümü için daha uygun olup, kopmalar daha çok adeziv başarısızlık şeklinde meydana gelir (130, 131). Ancak bu testin sonuçları, yükleme sırasında meydana gelen homojen olmayan stres dağılımından ve örneğin geometrisinden fazlasıyla etkilenir (128).

Sano ve ark (132), küçük bağlantı yüzeyinde uygulanarak, adeziv performansı daha gerçekçi değerlendiren, mikrogerilme bağlanma testini geliştirmişlerdir.

Yeni geliştirilen materyallerin, mine ve dentine bağlanma dayanımlarını ölçmek için in vitro ortamda, gerilme, mikrogerilme, makaslama gibi test metotları kullanılmaktadır (133). Makaslama dayanımı testi ISO 11405107 standardı tarafından tanımlanmış ve en çok kullanılan test metotlarından (134).

Makaslama dayanımı testlerinde çeşitli test protokolleri bulunmaktadır. İlmik şeklinde, bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir. Tek düzlem üzerinde uygulanan

makaslama dayanımı testinde birbirine bağlantı yüzeyi içeren iki düzlem birbirine paralel gelecek şekilde iki farklı yöne doğru çekilir. Bu yöntemle elde edilen sonuçların bıçak sırtına benzer uçla elde edilen sonuçlarla benzer olduğu bulunmuştur (135).

Makaslama dayanımı test metodunda diş yüzeyine bağlantıyı ayıracak şekilde bıçak sırtı şeklinde bir aparat yardımı ile test uygulanır (133). ISOTR 11405107 standardında kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeye kırılma oluşana kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlanma dayanımı değeri maksimum elde edilen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır (136).

Bağlanma dayanımıyla ilişkili çoğu laboratuvar testleri, dentin yüzeyinde 3-10 mm kadar düz yüzey elde edilmesini gerektiren, sağlıklı dentinin karakteristiğini yansıtan, yeni kesilmiş ve cilalanmış dentin yüzeyi üzerinden yürütülür (137). Bağlantı alanının boyutu bağlanma dayanımıyla yakından ilgilidir ve bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir (134).

Makaslama dayanımı testleri dişlerin depolandığı solüsyon, substratın tipi (mine-dentin), dentin tipi (insan-hayvan), dentinin derinliği, yüzey preparasyonu, termal siklus varlığı, diş hekiminin el becerisi, başlık hızı, kalınlığı ve şekli gibi birçok parametreye hassasiyet göstermektedir (133, 134, 138-140). Bu test yönteminde önemli ve zor olan şey ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılmasıdır. Ayrıca yapılan makaslama dayanım testlerinde, bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı çalışmaların karşılaştırılmalarının güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bahsedilen tüm bu sınırlamalara rağmen örnek preparasyonunun kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir oluşu gibi avantajları nedeniyle makaslama dayanımı testlerinin standart metodu, dental materyallerin diş yapısına adezyonunun tespit edilmesinde rutin olarak kullanılmaktadır (139, 141).

Makaslama dayanımı testi sonrası yapılan kırılma analizleri elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. Test sonrası kopma yüzeyleri görsel olarak ya da ışık



mikroskobu ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Yapılan makaslama dayanımı çalışmalarının çoğunda (133, 142) başarısızlık tipleri, kopma substrat-adeziv ara yüzünde oluşursa adeziv; kopma adeziv veya substrat içinde oluşursa koheziv; kopma hem ara yüzde hem de materyal-substrat içinde oluşursa karışık tip olarak sınıflandırılmıştır.

#### **2.4.2. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Klasik makaslama testindeki yapışma yüzeyinden kaynaklanan dezavantajların giderilmesi amacı ile yapışma yüzeyinin küçültülmesi düşünülmüş ve 0,7-1 mm çapında silindirik numuneler hazırlanmıştır. Bu yöntemde hazırlanan dentin yüzeyleri yukarıda kalacak biçimde, numuneler akrilik bloklar içerisine gömülür. 0,7-1 mm çapındaki “tygon” tüpler içerisine çalışma materyali yerleştirilir. Polimerizasyon gerçekleştikten sonra tüpler uzaklaştırılır. Bu küçük ebatlar, yapılan çalışmalarda tek bir dentin ya da mine yüzeyinde daha farklı örneklerin bağlanmasına olanak tanımaktadırlar (143).

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

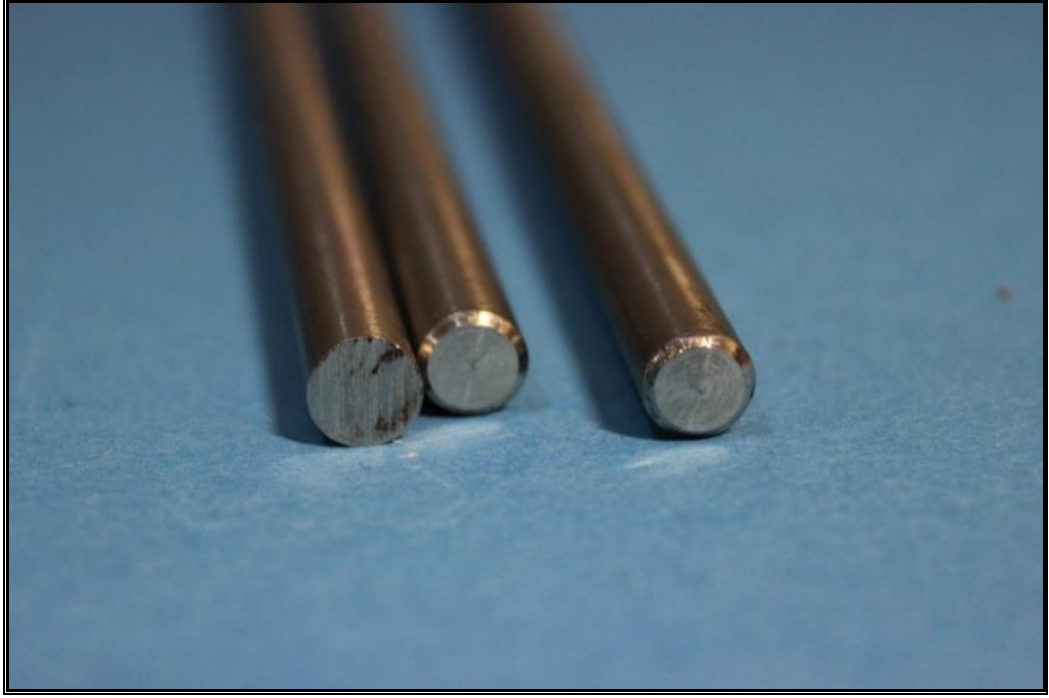
Bu çalışma, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında ve Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, freze yöntemi ile elde edilmiş olan 3 farklı tipte titanyum disklerin, farklı yüzey işlemleri uygulanması sonucu kompozit rezinler ile bağlantı dayanımları karşılaştırılmıştır.

#### **3.1. Örneklerin Hazırlanması**

##### **3.1.1. Titanyum Disklerin Elde Edilmesi**

Tip (Grade) 2,4 ve 5 titanyum çubuklar üretici firma tarafından temin edildi (Resim 1) . Bu çubukların disk şeklinde kesilmesi amacıyla su soğutmalı freze cihazı kullanıldı. İstenilen ebatlar bilgisayar yoluyla cihaza tanımlandı. Frezeleme yöntemi uygulanarak düz yüzey elde edilene kadar tüm titanyum çubuklar bu cihazda kesildi. Bu yöntem ile Grade 2,4 ve 5 tiplerindeki titanyum çubuklardan üç farklı yüzey işlemi uygulanması amacıyla 30'ar adet olmak üzere 90 adet titanyum disk 8 mm çapında 4 mm yükseklikte elde edildi (Resim 2).



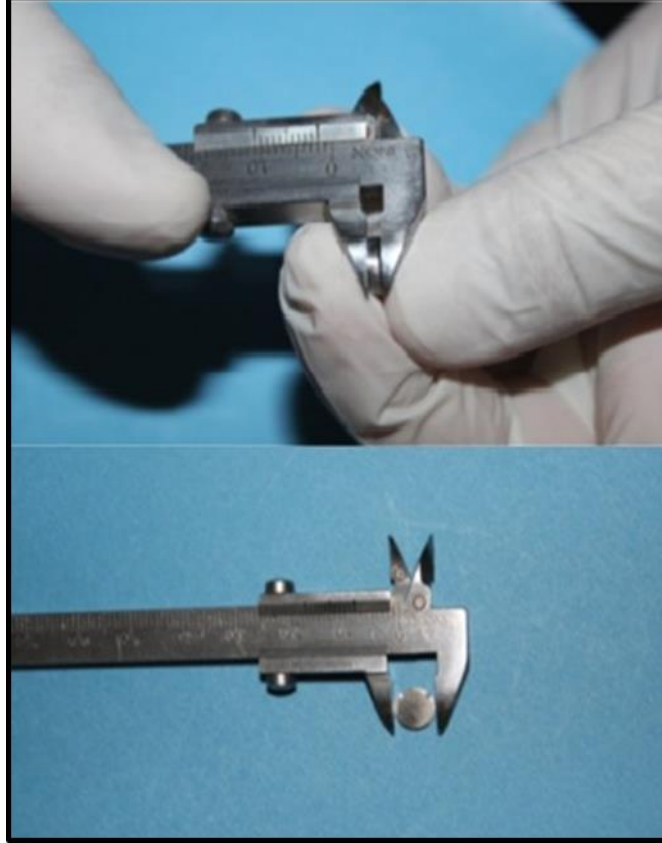
**Resim 1.** Grade 2,4ve 5 titanyum çubuklar



**Resim 2.** Titanyum disk örneği

Bu aşamada;

1. Aynı üretici firmadan titanyumların kullanılmasına
2. Aynı freze yöntemleri kullanılarak disklerin oluşturulmasına
3. Titanyum disklerin aynı ebatlarda olmasına (Resim 3)
4. Titanyum disklerin yüzeylerinin düzgünlüğüne dikkat edildi.

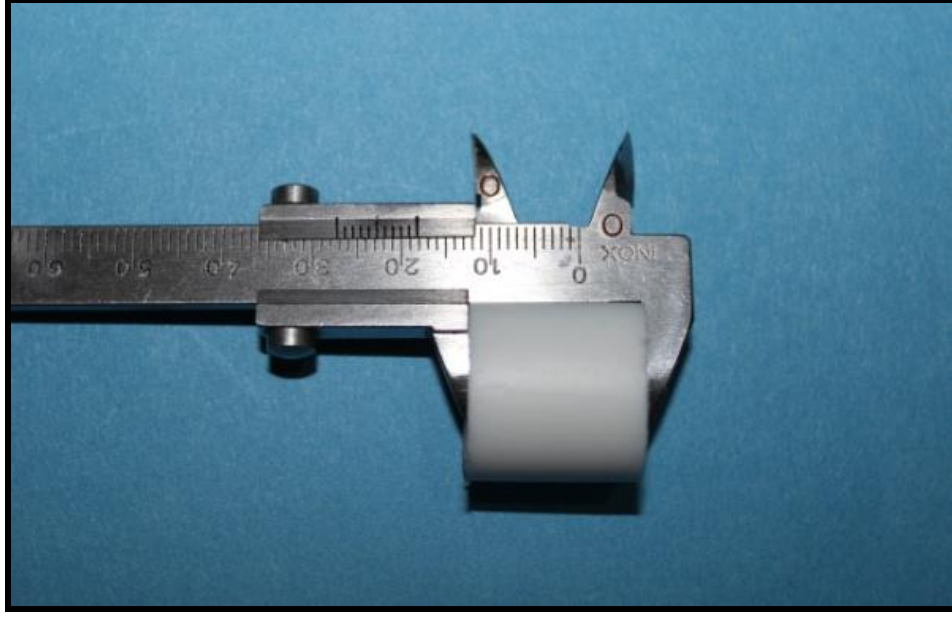


**Resim 3.** Titanyum disklerin ebatları

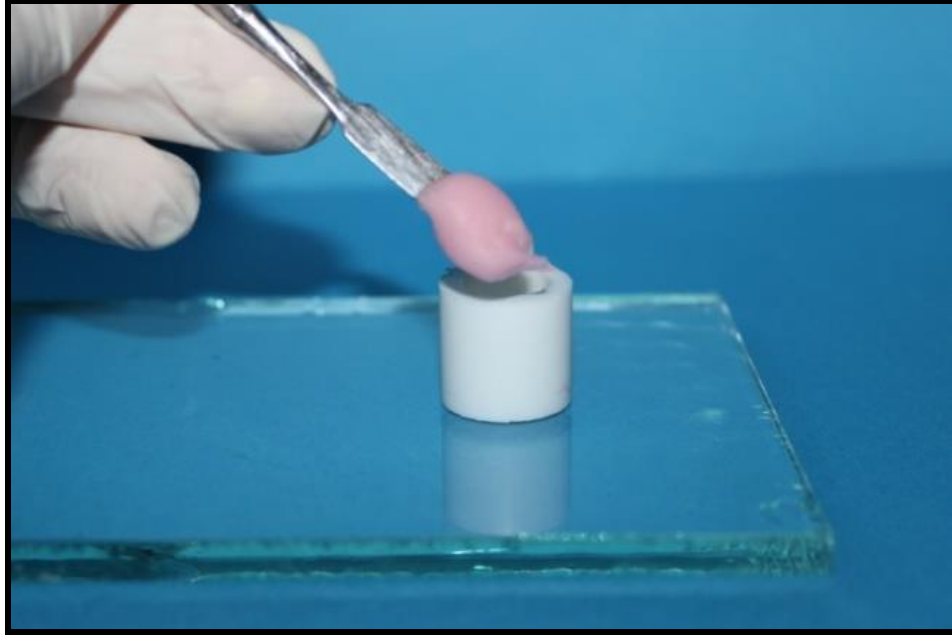
### **3.1.2. Titanyum Disklerin Akrilik Rezin Bloklara Gömülmesi**

Titanyum disklerin test cihazına bağlanabilmesi ve disklere alt yapı olması amacıyla kendiliğinden polimerize olan akrilik rezinlere gömüldü. Akrilik kolay çıkarılabilmesi amacıyla teflon borular kullanıldı. Bu amaçla 18 mm yüksekliğinde 14 mm iç çapında teflon borular hazırlandı (Resim 4). Akrilik rezin üretici talimatlarına göre 2/1 toz/likit oranında cam karıştırma kaplarında karıştırıldı. Hazırlanan karışım üretici firma talimatlarına göre 2 dk süre ile polimerizasyon

başlangıcı beklendi. Bir cam düzlem üzerine teflon boru konuldu. İçine teflon borunun tam ortasına gelecek şekilde titanyum disk yerleştirildi. Bu aşamada frezeleme yöntemi ile elde edilmiş düz yüzeyler, cam düzleme temas edecek şekilde yerleştirildi. Hazırlanan akrilik karışım teflon borunu içine döküldü ve polimerizasyonun tamamlanması için 15 dk beklendi (Resim 5).



**Resim 4.** 18 cm uzunluğunda 14 cm çapındaki teflon borular



**Resim 5.** Titanyum disklerin akrilik rezine gömülmesi

Titanyum disklerin akrilik rezine gömülmesi aşamasında bazı önemli hususlara özen gösterildi:

1. Bu ebatlar test cihazına bağlanması amacıyla cihaza uygun seçildi
2. Titanyum diskler ile akrilik rezin yüzeyleri aynı seviyede ayarlandı.
3. Akrilik rezinlerin titanyum disklerin yüzeylerine taşmaması için özen gösterildi.
4. Akrilik rezin aynı standartta üretici firmanın talimatlarına göre hazırlandı.
5. Akrilik rezinin titanyum diskleri eksiksiz kavraması sağlandı.
6. Yüzey işlemleri uygulanana kadar bu örneklere ekstra kuvvet veya farklı bir işlem uygulanmadı.
7. Bu aşamada, özen gösterilen durumlara uymayan örnekler tekrar hazırlandı.

### **3.1.3. Örneklerin Ultrasonik Temizliği**

Yüzey işlemlerinden önce titanyum örneklerin yüzeylerinin temizliği amacıyla Dijital Ultrasonic Cleaner CD-4860 ultrasonik temizlik cihazı kullanıldı. Örnekler % 96'lık etil alkol çözeltisinde 5 dk süresiyle temizlendi (Reim 6).



**Resim 6.** Ultrasonik temizleme cihazı

### **3.1.4. Titanyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması**

Çalışmamız için seçilen 3 tip titanyumdan 30'ar adet olacak şekilde toplam 90 adet titanyum disk hazırlanmış olup, örnekler arasından her bir gruptan rastgele olacak şekilde 10'ar adet seçilerek 9 grup elde edildi (Tablo 4). Üç farklı yöntemde yüzey işlemleri uygulandı. Bu işlemler;

1. 600 numara sulu zımpara (Kontrol Grubu)
2. Zımpara ile  $Al_2O_3$  kumlama
3. Zımpara ile tribokimyasal kumlama

**Tablo 4.** Örneklerin gruplandırılması

Titanyum Türü (Grade)	Grup 1 Sulu Zımpara (Kontrol Grubu)	Grup 2 Sulu zımpara ve Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumlama	Grup 3 Sulu zımpara ve tribokimyasal kumlama
2	2a	2b	2c
4	4a	4b	4c
5	5a	5b	5c

### 3.1.4.1. Zımpara İşlemi

Zımpara işlemi, Metkon Forcipol 1 V metalografik polisaj cihazı ile yapıldı. Zımpara işlemi tüm yüzeye eşit miktarda kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Titanyum yüzeylerinde zımparalanmamış yüzey kalmayana kadar işlem uygulandı (Resim 7). Zımparalama işlemi uygulanan yüzeyler tek bir düzlem oluşturacak gerçekleştirildi (13, 14, 18, 55, 144). Sadece zımparalama uygulanan Grup 1, kontrol grubu olarak seçildi.



**Resim 7.** Örneklerin zımpara işlemi



Bu safhada;

1. Akrilik rezin kırığı
2. Akrilik rezin ile titanyum arasında oluşan bağlantı zayıflaması
3. Eksik zımparalama
4. Eğimli yüzey elde edilmesi
5. Yüzeyde birden fazla düzlemin oluşması gibi bağlantı dayanıklılığını etkileyebilecek komplikasyonlar oluşması halinde işlemler tekrar gerçekleştirildi.

#### **3.1.4.2. Alüminyum Oksit Kuşlama**

Titanyum disklerin kompozit rezin ile bağlantı dayanıklılığının artırılması amacıyla 2b, 4b ve 5b gruplardaki örnekler 50µm partikül büyüklüğünde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kuşmaları kullanılarak, Renfert Basic Solo kuşlama cihazı ile kuşlandı. (14-19, 29, 30, 55, 145-148).

Örnekler kuşlanırken aşağıda belirtilen standartlarda uygulanmıştır;

1. Bütün örnekler aynı kuşlama cihazında kuşlandı
2. Bütün örnekler aynı araştırmacı tarafından kuşlandı
3. Kuşlama işlemi 4 bar basınçlı kuşlama tabancası ile uygulandı
4. Kuşlama tabancasının ucu, yüzeylere 1cm mesafede tutuldu
5. Kuşlama işlemi 10 saniye süresince uygulandı
6. Kuşlama aletinin ucu, örneklerin yüzeylerine dik bir açı ile gelecek şekilde ayarlandı (Resim 8)



**Resim 8.** Örneklerin kumlama işlemi

#### **3.1.4.3. Tribokimyasal Kumlama**

Zımpara işlemine ek olarak Grup 3'teki (2c, 4c ve 5c) örneklerin yüzeyleri, tribokimyasal kumlama yöntemi ile kumlandı. Bu yöntemde Cojet (Blast-Coating Agent) 30 µm tribokimyasal kumlama ajanları kullanıldı. Yüzeyi zımparalanan örneklere kumlama tabancası ucu 1 cm mesafede çalıştırıldı. Kumlar yüzeylere dik açı ile çarpması ve kumlama işleminin mesafesinin değişmemesi için örneklerin ve kumlama tabancasının oturabileceği sabit bir düzenek hazırlandı. Kumlama işlemi üretici firma talimatlarına göre 3 bar basınç altında 30 saniye süresince gerçekleştirildi (16, 29, 145, 149).

### 3.1.5. Yüzey İşlemleri Uygulanmış Örnekler Kompozit Rezin Uygulanması



**Resim 9.** Şeffaf bandın sabitlendiği bir örnek

Yüzey işlemleri uygulanan titanyum yüzeylere aynı ebatlarda kompozit rezin uygulanması için şeffaf borular temin edildi. Şeffaf borular 4 mm iç çapı ve 6mm yükseklikte olacak şekilde bistüri ve cetvel yardımıyla kesildi.

Şeffaf boruların kesimi düzgün ve madde kaybı olmadan yapıldı. İşlemin uygulanması esnasında şeffaf bandın deformasyona uğraması ihtimali göz önünde tutularak her bir örnek için ayrı birer boru kullanıldı. Boruların titanyum yüzeyine tam adapte olmasına dikkat edildi, dik açı ile oturmayan veya yüzeyde boşluk kalan borular çalışmaya dahil edilmedi. Şeffaf boruların titanyum yüzeyine adaptasyonunun artırılması ve işlem esnasında şeffaf boruların mobilitelerinin azaltılması amacıyla şeffaf boruların dış yüzeyleri titanyum yüzeye mum ile sabitlendi (Resim 9).



**Resim 10.** Kompozit rezin

Çalışmamızda kompozit materyali olarak mikrofil dolduruculu Shofu Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan) kompozit rezin kullanıldı (Resim 10). Kompozit rezin üretici firma talimatlarına göre gün ışığı görmeyen ortamda +4<sup>0</sup>C sıcaklıkta saklandı.

Rezin-metal bağlanması amacıyla Shofu M.L. Primer (Resim 11) üretici firma talimatlarına göre aplikatör ile ince bir tabaka halinde titanyum yüzeyine uygulandı. 10 saniye M.L. Primer kuruması için beklendi. Kuruma işlemi bittikten sonra aynı işlem ikinci kez tekrarlandı.

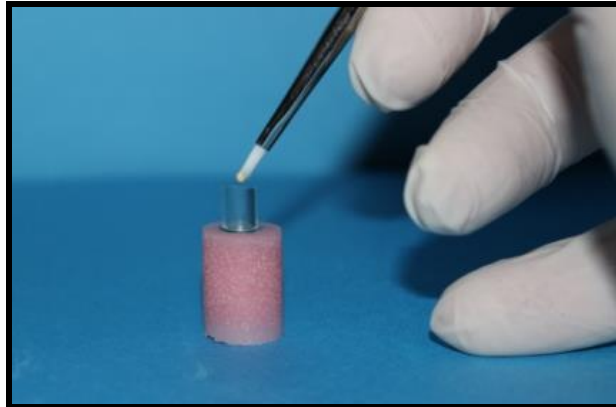


**Resim 11.** Uygulanan metal primer

Primer uygulanan yüzeylere, klinik uygulamaların laboratuvar ortamına eksiksiz aktarılması amacıyla Ceramage pre-opak tabakası uygulandı (Resim 12). Pre-opak maddesi üretici firmanın önerdiği ince uçlu kıl fırça yardımıyla ince tabaka olacak şekilde titanyum yüzeye sürüldü (Resim 13).



**Resim 12.** Uygulanan pre-opak maddesi



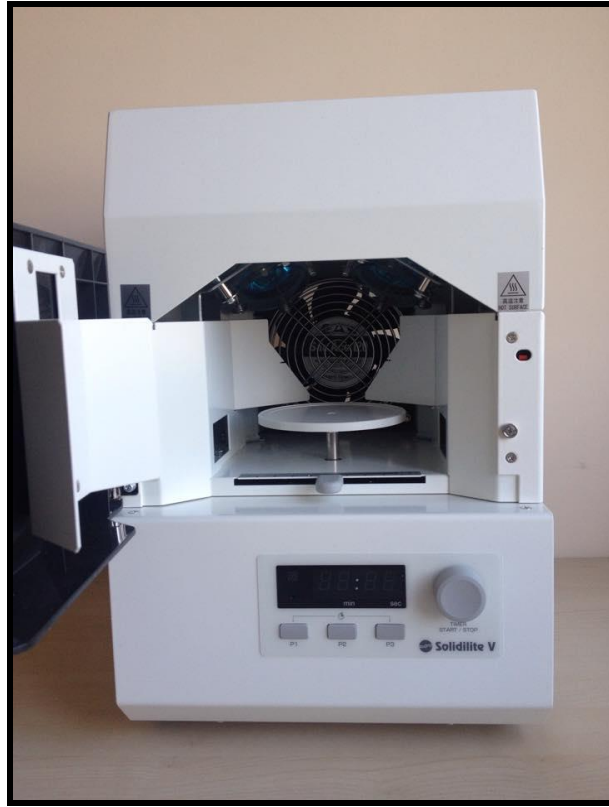
**Resim 13.** Pre-opak maddesinin uygulama esnası



**Resim 14.** Uygulanan opak maddesi

Bu işlem esnasında şeffaf bandın yan yüzeylerine Pre-opak maddesinin temas etmemesi sağlandı. Üretici firmanın tavsiye ettiği Shofu Solidite V ışınlama cihazına örnekler, ışın kaynağına 4 cm mesafede döner tabla üzerine yerleştirildi. Örnekler 3 dk süresince ışınlama cihazında ışınlandı. Yerleştirilen örneklerin 360° ile tüm bölgeleri eşit miktarda ışınlandı. Bu aşamada şeffaf bandın titanyum yüzeyine temas eden, kompozit materyali gelecek bölgelerin tamamının pre-opak maddesi ile kaplanmasına ve yüzeyde kalın tabaka olmamasına dikkat edildi. Bu hususlara uymayan örnekler çalışmaya dahil edilmedi.

Ceramage Opak maddesi de (Resim 14) aynı yöntemler ile uygulandı. Solidite V ışınlama cihazında (Resim 15) örnekler, firma talimatlarına göre 3dk süresince ışınlandı. Bu aşamada da titanyum yüzeyinde kalın opak tabakası olan veya eksik kalan örnekler çalışmaya dahil edilmedi ve örnekler tekrar hazırlandı.



**Resim 15.** Solidite V Işınlama cihazı

Pre-opak ve opak tabakaları hazırlanan titanyum örneklerin kompozit rezin uygulamasına geçildi. Shofu Ceramage kompozit rezin materyali şeffaf boru içine steril el aletleri ile 4 mm çapında 6 mm yükseklikte uygulandı. Solidite V ışınlama cihazında 2 dk süresince döner tabla üzerinde tüm bölgeleri eşit miktarda ışınlandı (Resim 16).

Bu aşamada;

1. Kullanılan kompozit materyalinin aynı renkte seçilmesine
2. Tepilen kompozitin şeffaf boru içinde eksik kalmamasına
3. Kompozit materyalinin şeffaf boru üzerinde taşkın tepilmemesine
4. Işınlama sonrasında polimerize olan kompozitin belirlenen ebatlarda olmasına
5. Şeffaf bandın çıkarılması sırasında örneklere kuvvet uygulanmamasına dikkat edildi.



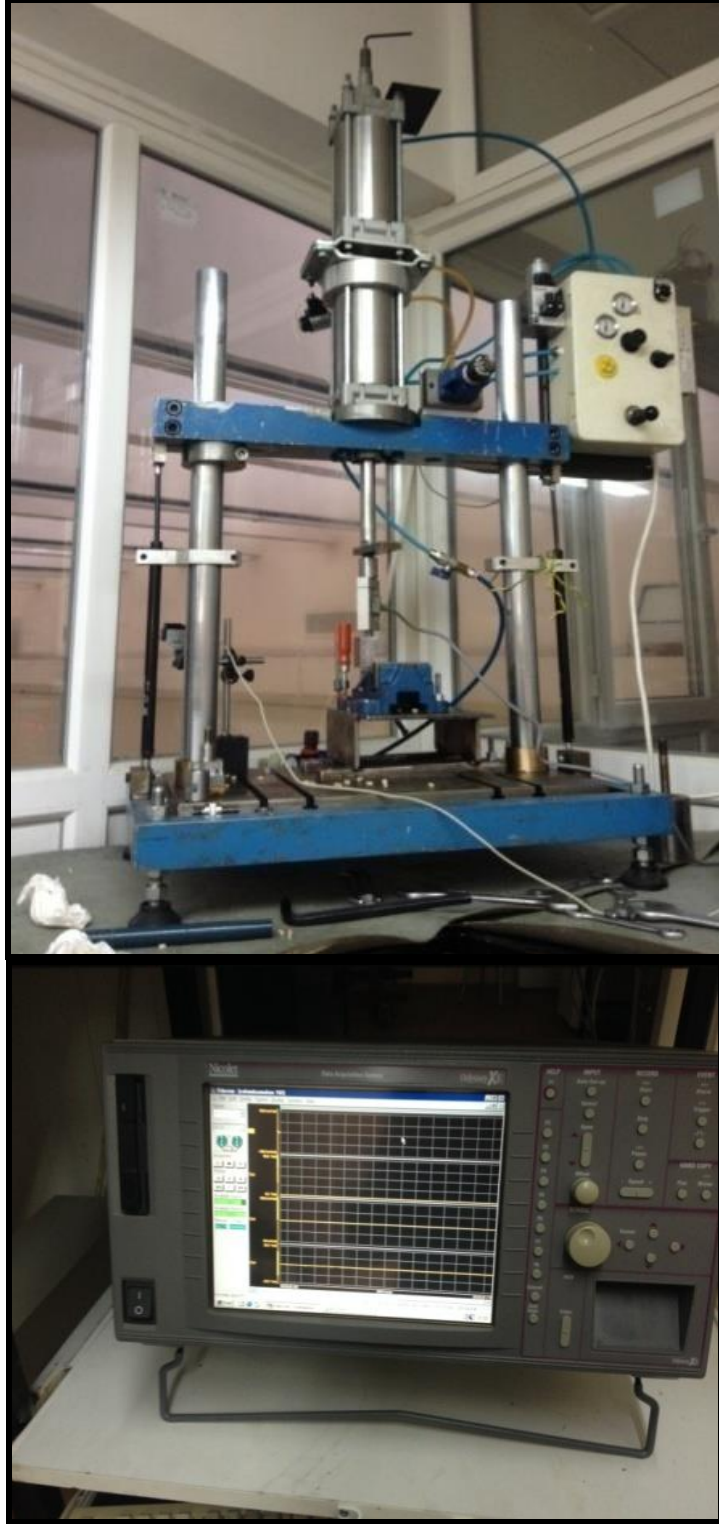
**Resim 16.** Işınlama sonrası polimerize olmuş bir örnek

Kompozit materyalinin eksik veya fazla olması, polimerizasyon sonrası titanyum yüzeyden kompozit rezinin ayrılması, istenilen ebatlarda olmaması ve şeffaf bandın çıkarılması esnasında kuvvet gerektirecek durumlar olması veya kompozit rezinin deforme olması halinde örnekler çalışmaya dahil edilmedi.

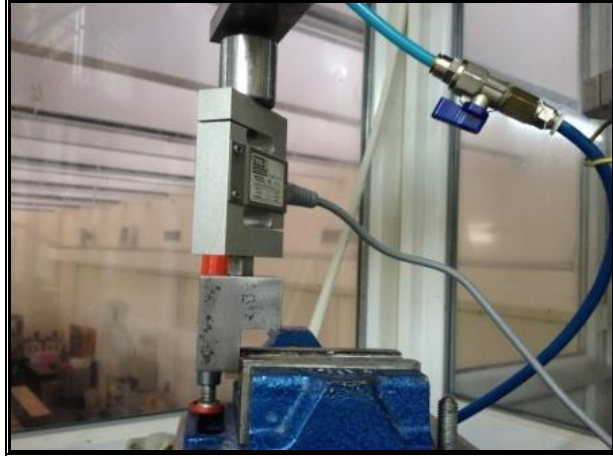
### 3.2. Örneklerin Bağlantı Dayanıklık Değerlerinin Belirlenmesi

Hazırlanan örneklerden şeffaf borular çıkarıldı ve makaslama bağlantı dayanım testine tabi tutulana kadar, oda sıcaklığında distile su içinde saklandı (13, 19, 20). Örneklerin titanyum-kompozit makaslama bağlantı dayanım değerlerinin belirlenmesi amacıyla universal test cihazı kullanıldı (Resim 17-18). Örnekler, test cihazının oturma tablasına kuvvet uygulandığında hareket etmemesi için mengene yardımıyla sabitlendi (Resim 19). Test cihazının kuvvet uygulayacak kolu, hazırlanan titanyum örneklerin yüzeylerinin kompozit materyali ile bağlantı noktalarına dikey yönde kuvvet uygulayacak şekilde yerleştirildi (Resim 20). Kompozit materyalinin titanyum yüzeyden ayrılması işlemine kadar dikey yönde yükleme hızı 1mm/dk olacak şekilde uygulandı (16, 19, 20, 29, 144, 145, 149, 150) (Resim 21).





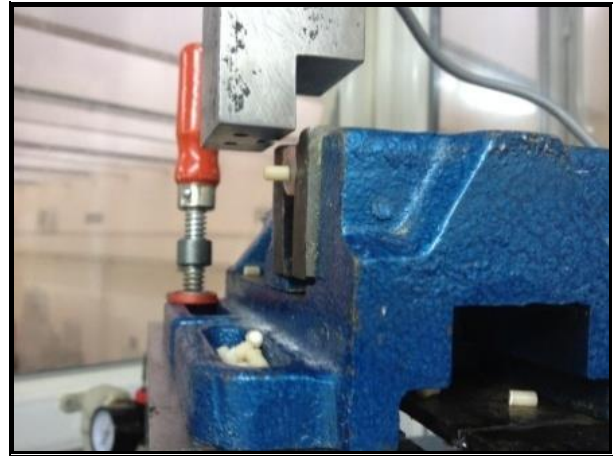
**Resim 17-18.** Bağlantı dayanım test cihazı



**Resim 19.** Örnekler mengene yardımıyla cihaza sabitlendi



**Resim 20.** Kuvvet kolu bağlantı noktasına dik açıyla gelecek şekilde ayarlandı



**Resim 21.** Bağlantı dayanıklılık testi uygulandı

Test cihazından alınan verilerin N (Newton) cinsinden belirtmek amacıyla aşağıdaki formül uygulandı:

$$N = \frac{\text{Ölçülen Volt Değeri} \times 1000 \times (\text{Yük Hücresi Yükleme Kapasitesi} \times 9,81)}{(\text{Yük Hücresi'nin Tam yükteki Volt Değeri} \times \text{Besleme Voltajı})}$$

Test cihazında ölçülen Volt değerini mVolt cinsinden belirtmek için 1000 ile çarpıldı, mVolt cinsinden veri elde edildi. Loadcell (Yük Hücresi) Yükleme Kapasitesini N cinsinden belirtmek için de 9,81 ile çarpıldı. Daha sonra yük hücresinin tam yükteki Volt değeri ile cihaz besleme voltajına bölünerek N cinsinden bağlantı dayanım değerleri elde edilmiş oldu.

### 3.3. Örneklerin Stereomikroskop Altında İncelenmesi

Makaslama bağlantı dayanıklılık testi sonrasında, örnek yüzeylerinin kırık tiplerini belirlemek amacıyla Leica S4E Stereozoom stereomikroskop altında 10x büyütmede incelendi.

Bağlantı dayanıklılık testi gerçekleştirilen örnekler:

1. adeziv kırılma
2. koheziv kırılma
3. adeziv/koheziv kırılma tiplerine göre katagorize edildi.



**Resim 22.** Kullanılan stereomikroskop

**Tablo 5.** Gereç ve yöntemlerde kullanılan materyal ve cihazlar

<b>Materyal veya cihaz</b>	<b>Üretici Firma</b>	<b>Model</b>	<b>Seri Numarası</b>	<b>Üretim Yeri</b>
<b>Titanyum Çubuklar</b>	TiFast	ASTM B348	KG04992L12	İtalya
<b>Freze Cihazı</b>	Mazak	Cnc 4500-II	C4545-34T54	İngiltere
<b>Akrilik Rezin</b>	Pan Acryl	Self Cure Acrylic	P272C5-500-4	Türkiye
<b>Zımpara</b>	Saitac	P600	Z 04 F	İtalya
<b>Zımpara Cihazı</b>	Metkon	Forcİpol 1 V	90474	Türkiye
<b>Tribokimyasal Kum</b>	3M ESPE	Cojet Blast-Coating Agent	70201100545	Almanya
<b>Kumlama Cihazı</b>	Renfert	Basic Solo	2922-0063	Almanya
<b>Kompozit Rezin</b>	Shofu	Ceramage 8 color set	21500BZZ00247000	Japonya
<b>Kompozit Işınlama Cihazı</b>	Shofu	Solidite V	A 00984	Japonya
<b>Stereomikroskop</b>	Leica	S4E Stereozoom	253.3.6	Almanya

## 4. BULGULAR

### 4.1. Bağlantı Dayanıklılık Sonuçları

Farklı saflıklardaki Titanyum materyallerinin (Grade 2, 4 ve 5) farklı yüzey işlemleri uygulanarak (kontrol grubu, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kuşlama, tribokimyasal kuşlama) kompozit rezin materyali ile bağlantı dayanım değerleri Newton (N) cinsinden elde edildi.

Newton cinsinden elde edilen sonuçlar yüzey alanına bölünerek MPa'a çevrildi.

$$\text{MPa} = \frac{F \text{ (Newton)}}{\text{Alan (mm}^2\text{)}}$$

### 4.2. İstatistiksel Metot

Çalışmada bağlantı değerleri bakımından elde edilen veriler istatistik analize tabi tutulmadan önce parametrik testlerin ön şartı olan verilerin normal dağılımı ve varyansların homojenliği ön şartlarının sağlanıp sağlanmadığı kontrol edilmiştir.

Uygulanan Kolmogorov-Smirnov testi sonucunda bağlantı değerlerinin dağılımının normal olduğu tespit edilse de (KS:0.082; p=0.135) uygulanan Bartlett's Ki-Kare testi sonucunda varyansların homojen olmadığı sonucuna varılmıştır (Ki-Kare:20,96; p=0,007).

Parametrik testlerin en önemli şartı olan varyansların homojenliği şartı sağlanamadığı için verilerin değerlendirmesinde parametrik olmayan Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Uygulamaların sıra sayı ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni-Dunn testi uygulanmıştır. Farklılıkların sıra sayı ortalamaları tabloların üzerinde Latin harfleri ile gösterilmiştir.

### 4.3. İstatistiksel Sonuçlar

Grade 2 titanyum ile yüzey uygulamaların karşılaştırılmasında uygulanan Kruskal-Wallis testi sonucunda uygulamaların sıra sayı ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemlidir.

Tablo 6 ve 7 incelendiğinde, Grade 2 titanyum ile kompozit rezin bağlantısında en yüksek değer Alüminyum Oksit kumlama uygulamasının olduğu görülmektedir. Daha sonra sırasıyla tribokimyasal kumlama ve en küçük değeri de kontrol grubu almıştır. Alüminyum Oksit kumlama ile tribokimyasal kumlama arasında veriler yakın iken bu uygulamaların değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı farklı olduğu gözlenmiştir ( $p < 0,01$ ).

**Tablo 6.** Grade 2 örneklere göre istatistiksel veriler

	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama</b>	4,62	14,12	11,05
<b>Standart Hata</b>	0,797	1,38	1,24
<b>Standart Sapma</b>	2,52	4,36	3,92
<b>Minimum değer</b>	1,03	9,22	6,34
<b>Ortalama değer</b>	4,23	12,72	10,54
<b>Benferrini-Dunn testi</b>	B	A	A
<b>Maximum değer</b>	8,5	24,31	15,92

**Tablo 7.** Grade 2 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama Değer</b>	4,23	12,72	10,53
<b>Sıra sayı Ortalaması</b>	6,3	22,3	17,9

**H:17,63 DF:2**

Tablo 8 ve 9 incelendiğinde, Grade 4 titanyum ile kompozit rezin bağlantısında Alüminyum Oksit kumlama uygulamasının ve tribo kimyasal kumlama uygulamasının yüksek bağlantı değerleri olduğu görülmektedir ( $p<0,01$ ). Daha sonra en küçük değeri de kontrol grubu almıştır.

**Tablo 8.** Grade 4 örneklere göre istatistiksel veriler

	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama</b>	4,87	12,72	15,52
<b>Standart Hata</b>	0,81	1,3	1,1
<b>Standart Sapma</b>	2,56	4,1	3,48
<b>Minimum değer</b>	2,36	6,31	9,98
<b>Ortalama değer</b>	4,11	12,69	15,72
<b>Benforrini-Dunn testi</b>	B	A	A
<b>Maximum değer</b>	8,71	18,91	21,2

**Tablo 9.** Grade 4 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama Değer</b>	4,11	12,68	15,71
<b>Sıra sayı Ortalaması</b>	6,1	18,0	22,4
<b>H:18,35 DF:2</b>			

Tablo 10 ve 11 incelendiğinde, Grade 5 titanyum ile kompozit rezin bağlantısında en yüksek bağlantı değerlerinin Alüminyum Oksit kumlama ve tribokimyasal kumlama uygulamalarında olduğu görülmektedir ( $p<0,01$ ). Daha sonra en küçük değeri de kontrol grubu almıştır

**Tablo 10.** Grade 5 örneklere göre istatistiksel veriler

	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama</b>	2,69	17,35	15,76
<b>Standart Hata</b>	0,322	0,85	0,78
<b>Standart Sapma</b>	1,01	2,71	2,48
<b>Minimum değer</b>	1,53	13,07	12,96
<b>Ortalama değer</b>	2,52	17,08	15,56
<b>Benforrini-Dunn testi</b>	B	A	A
<b>Maximum değer</b>	4,73	22,16	19,77

**Tablo 11.** Grade 5 örneklere göre ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	Tribokimyasal Kumlama
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama Değer</b>	2,52	17,08	15,56
<b>Sıra sayı Ortalaması</b>	5,5	22,3	18,7
<b>H:20,19 DF:2</b>			

Kontrol grubunda titanyum tiplerinin arasındaki farklılığın irdelenmesinde uygulanan Kruskal-Wallis testi sonucunda titanyum tipleri arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı bulunmuştur (Tablo 12 ve 13).

**Tablo 12.** Kontrol grubunun istatistiksel verileri

	Grade 2	Grade 4	Grade 5
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama</b>	4,62	4,87	2,69
<b>Standart Hata</b>	0,79	0,81	0,32
<b>Standart Sapma</b>	2,52	2,56	1,01
<b>Minimum değer</b>	1,03	2,36	1,53
<b>Ortalama değer</b>	4,23	4,11	2,52
<b>Benforrini-Dunn testi</b>	A	A	A
<b>Maximum değer</b>	8,5	8,71	4



**Tablo 13.** Kontrol grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Grade 2	Grade4	Grade 5
Örnek Sayısı	10	10	10
Ortalama Değer	4,23	4,11	2,52
Sıra sayı Ortalaması	17,8	18,4	10,3
<b>H:5,26 DF:2 P:0.072</b>			

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubunda titanyum tiplerinin arasındaki farklılığın irdelenmesinde uygulanan Kruskal-Wallis testi sonucunda titanyum tipleri arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuştur (p<0,05). Grade 5'te en yüksek bağlantı değerlerinin olduğu ve Grade 2 ile Grade 4 arasında anlamlı bir farkın olmadığı görülmüştür (Tablo 14 ve 15).

**Tablo 14.** Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubunun istatistiksel verileri

	Grade 2	Grade 4	Grade 5
Örnek Sayısı	10	10	10
Ortalama	14,12	12,72	17,35
Standart Hata	1,38	1,3	0,85
Standart Sapma	4,36	4,1	2,71
Minimum değer	9,22	6,31	13,07
Ortalama değer	12,72	12,69	17,08
Benforrini-Dunn testi	B	B	A
Maximum değer	24,31	18,91	22,16

**Tablo 15.** Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Grade 2	Grade4	Grade 5
Örnek Sayısı	10	10	10
Ortalama Değer	12,72	12,69	17,09
Sıra sayı Ortalaması	13,1	11,7	21,7
<b>H:7,57 DF:2 P:0.023</b>			

Tribokimyasal kumlama grubunda titanyum tipleri arasındaki farklılığın tespitinde uygulanan Kruskal-Wallis testi sonucunda titanyum tipleri arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuştur (p<0,05). Grade 4'te ve Grade

5'te, Grade 2'ye göre daha yüksek bağlantı değerleri olduğu görülmüştür (Tablo 16 ve 17).

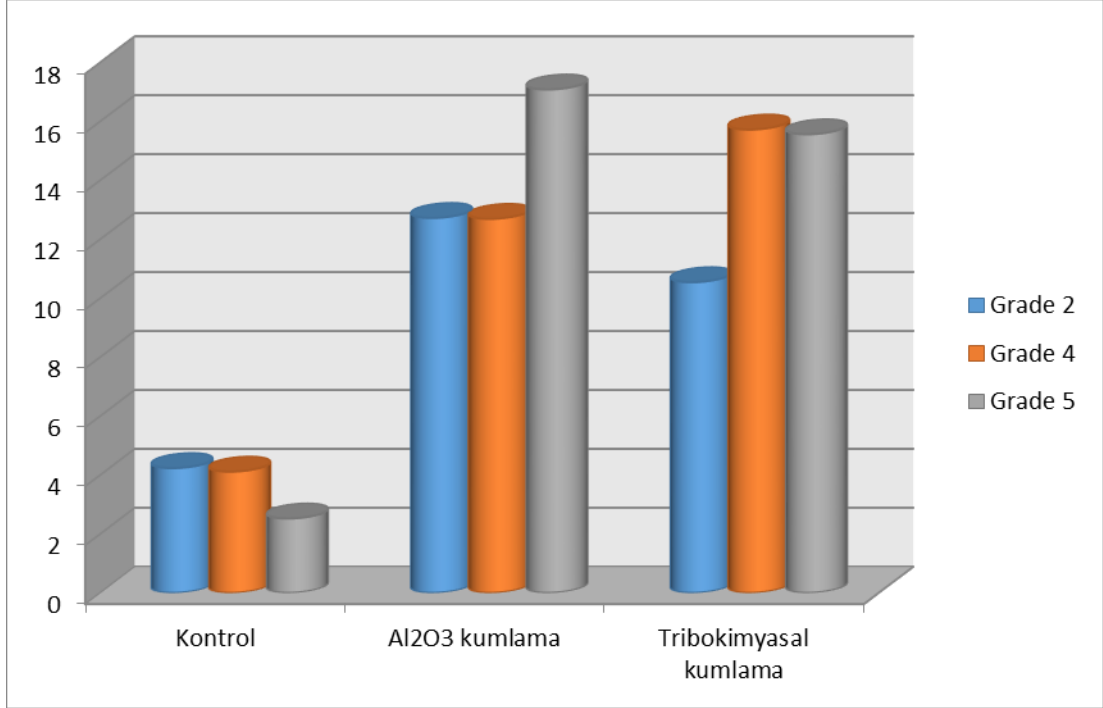
**Tablo 16.** Tribokimyasal kumlama grubunun istatistiksel verileri

	Grade 2	Grade 4	Grade 5
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama</b>	11,05	15,52	15,76
<b>Standart Hata</b>	1,24	1,1	0,78
<b>Standart Sapma</b>	3,92	3,48	2,48
<b>Minimum değer</b>	6,34	9,98	12,96
<b>Ortalama değer</b>	10,54	15,72	15,56
<b>Benforrini-Dunn testi</b>	B	A	A
<b>Maximum değer</b>	15,92	21,2	19,77

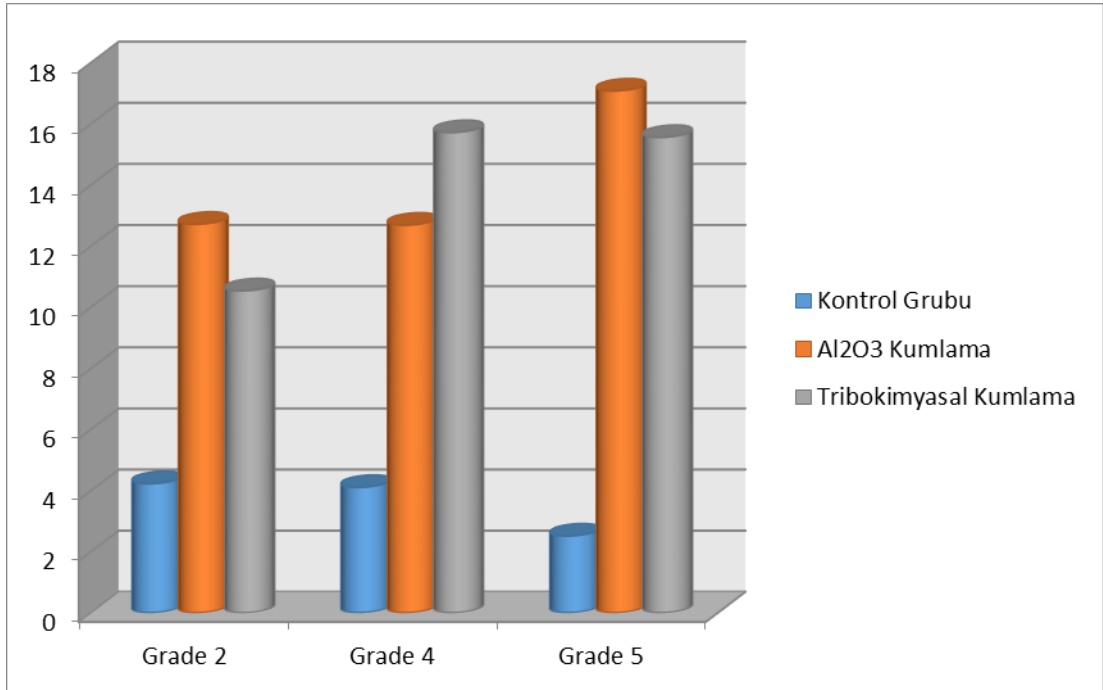
**Tablo 17.** Tribokimyasal kumlama grubunun ortalama değer ve sıra sayı ortalamaları

Grup	Grade 2	Grade 4	Grade 5
<b>Örnek Sayısı</b>	10	10	10
<b>Ortalama Değer</b>	10,54	15,72	15,57
<b>Sıra sayı Ortalaması</b>	9,2	18,1	19,3
<b>H:7,91 DF:2 P:0.019</b>			

**Tablo 18.** Titanyum tiplerinin MPa cinsinden değerleri



**Tablo 19.** Yüzey işlemlerinin MPa cinsinden değerleri

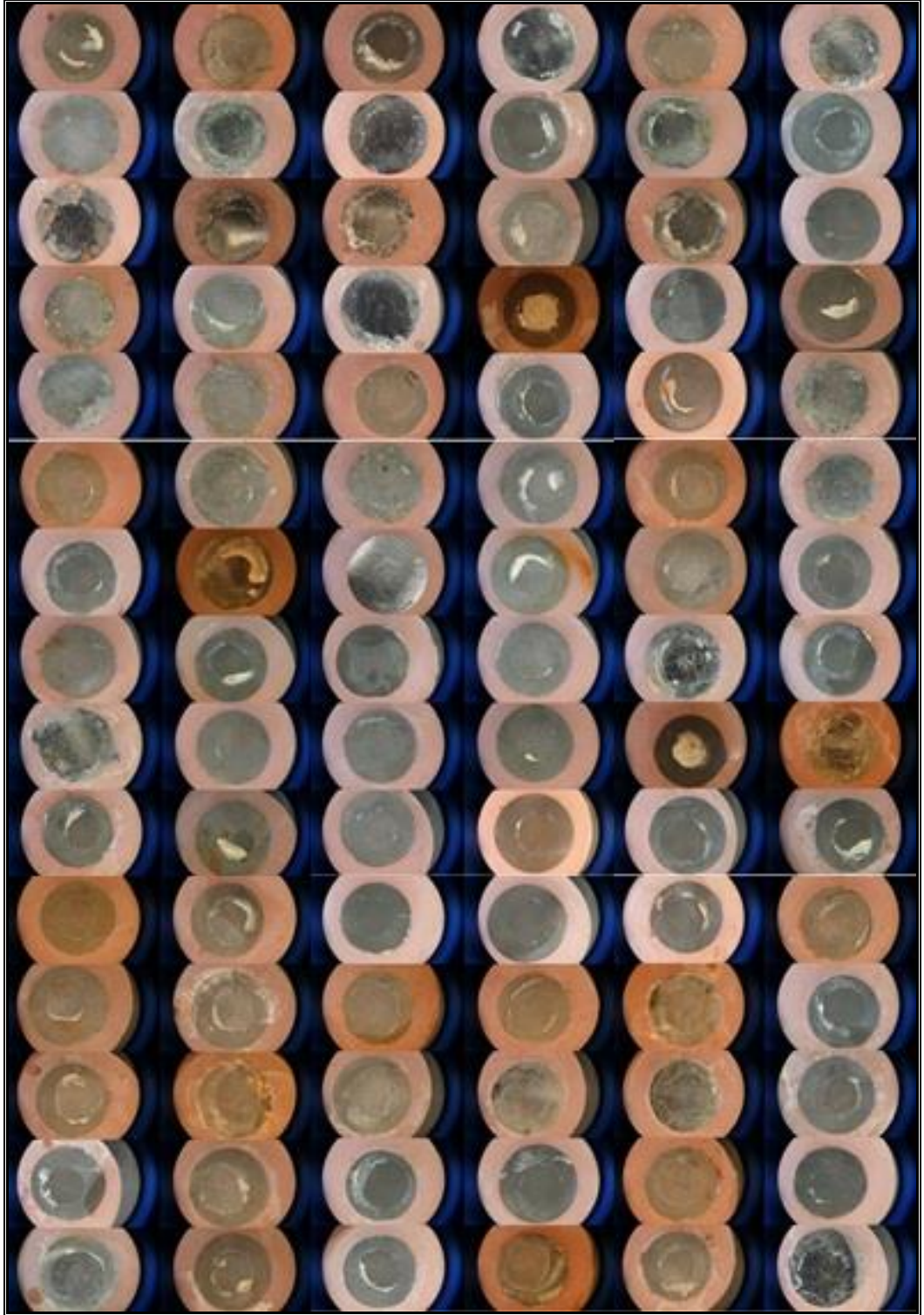


#### 4.4. Stereomikroskop Görüntüleri

Bağlantı dayanım testi sonucu Newton cinsinden değerler alındıktan sonra titanyum yüzeylerinin ayrılma bölgeleri stereomikroskop altında incelendi. Örneklerin ayrılma hatları ve yüzey işlemi uygulanmış titanyum yüzeyleri Resim 22’de ve bütün örneklerin stereomikroskop görüntüleri Resim 23’te görülmektedir.



**Resim 23.** Yüzey işlemi uygulanmış titanyum yüzeyleri



**Resim 24.** Bütün örneklerin stereomikroskop görüntüleri

Stereomikroskop görüntüleri dikkatli incelendiğinde bütün örneklerden Grade 2 Kontrol grubunda ve Grade 4 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubunda birer tane örnekte Koheziv kırık gözlenmiştir. Bu örneklerde kırık alanı kompozit materyalinin içinde kompozit ile opak maddesi arasında gerçekleşmiştir. Karışık tip kırık alanları en çok Grade 2 kontrol grubunda görülmektedir. Ancak karışık tip kırılma gösteren örneklerin hiçbirinde koheziv tip kırık alanı bütün kırılma alanının yaklaşık %20'sinden fazla değildir. Örneklerden Grade 5 tribokimyasal kumlama grubu, Grade 4 tribokimyasal kumlama grubu ve Grade 5 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubundaki örneklerin tamamı adeziv tip kırılma alanları göstermişlerdir (Tablo 18).

**Tablo 20.** Gruplara göre kırılma tipleri

		Kontrol Grubu	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Kumlama	TriboKimyasal Kumlama
<b>Grade 2</b>	<b>Adeziv Kırık</b>	<b>7</b>	<b>9</b>	<b>8</b>
	<b>Koheziv Kırık</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
	<b>Karışık Kırık</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
<b>Grade 4</b>	<b>Adeziv Kırık</b>	<b>9</b>	<b>8</b>	<b>10</b>
	<b>Koheziv Kırık</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0</b>
	<b>Karışık Kırık</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>0</b>
<b>Grade 5</b>	<b>Adeziv Kırık</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
	<b>Koheziv Kırık</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
	<b>Karışık Kırık</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

## 5. TARTIŞMA

Geleneksel metal alt yapılı sabit protetik restorasyonlar, yıllarca başarılı klinik sonuçlar göstermelerine rağmen bazı önemli dezavantajları mevcuttur. Estetik olmayan metal alt yapıyı gizlemek için, belirli kalınlıklarda opak porselen ve dentin porseleni uygulanması, birçok durumda aşırı diş preparasyonu gerektirmektedir. Bununla birlikte, metal alt yapı ve opak porselenden kaynaklı doğal translusensinin olmaması, estetik taleplerin giderek arttığı günümüzde, özellikle ön bölgede estetik açıdan yetersiz kalmalarına neden olmaktadır. Metal alt yapılı sabit protetik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları zamanla korozyona uğramakta, restorasyon sınırındaki dişeti renginde farklılıklar ve alerjik reaksiyonlara neden olmaktadır(6). Ayrıca metal alaşımlarında bulunan berilyum gibi bazı maddeler, laboratuvar personeline akut ve kronik sağlık problemlerine sebep olabilmektedir (5). Metal alt yapılı sabit protetik restorasyonların kırılması durumunda, ağız içinde ya da laboratuvar ortamında tamiri de oldukça zordur (151).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal destekli sabit protetik restorasyonların mekanik özelliklerinin yetersiz kalması, biyolojik dezavantajları, oksit formasyonu, metal porselen bağlantısının yetersiz görülmesi ve laboratuvar çalışmalarının zorluğu neticesinde araştırmacılar alternatif olarak yeni bir metal ya da alaşım arayışına girmişlerdir (82, 152, 153).

Korozyona olan direnci, mükemmel biyolojik uyumu, mekanik özellikleri göz önüne alındığında, titanyum materyali sabit protetik tedavilerde altyapı olarak kullanılması önem kazanmaktadır (154-157).

Titanyum ve alaşımlarının diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmelerinin en önemli nedeni, biyolojik uyum özellikleridir. Titanyum ve alaşımlarının biyoyumluluk özellikleri, üstün korozyon direncinden kaynaklanmaktadır. Korozyon direnci ise yüzeyde oluşan ve materyali elektrokimyasal ataklara karşı koruyan pasif oksit tabakasının bir sonucudur (4).

Tam seramik restorasyonlar metal desteksiz olmalarına bağlı olarak daha iyi estetik performans göstermeleri için geliştirilmişlerdir. Ancak tam seramik restorasyonların ise kron kırılmasına bağlı sorunlara yol açtığı görülmüştür (158). Tam seramik restorasyonların, yüksek üretim maliyetleri ve invaziv diş preparasyonu ve tamirlerinin zor olması nedeniyle, alternatif çalışmalar metal desteksiz polimerize kronlar üzerine yoğunlaşmıştır (159, 160).

Kompozit rezinler, kron-köprü materyalleri olarak uzun yıllardan beri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (161). Günümüzde, diş hekimliğinde, restorasyonların fonksiyonel, estetik ve dayanıklı olmaları ve kullanılan materyallerin biyolojik olarak uyumlu olmaları istenmektedir. Bu amaçla doldurucu materyaller ve rezin kimyasındaki son gelişmeler, fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş dental kompozitlerin kullanımı ile sonuçlanmaktadır (9).

Kompozit materyali üzerine yapılan çalışmalara göre açık renkte olan kompozitler koyu renkteki kompozitlere göre daha fazla penetrasyon derinliği bulunmaktadır. Koyu renkteki kompozitlerin ışık absorpsiyon özelliğine bağlı olarak alt katmanlara göre polimerizasyon daha az olur (162). Bu nedenle çalışmamızda A2 rengindeki kompozit kullanılmıştır.

Polimerizasyon derecesini etkileyen faktörlerden biri ışık şiddetidir. Işığın uygulama süresi, mesafesi ve materyal kalınlığı polimerizasyonu etkler (163). Kompozitlerin en fazla 2mm tabakalar halinde ve 3-4 cm mesafeden ışığa tabi tutulmalıdır (164). Bu araştırmamızda, 2 mm'den fazla olmayacak şekilde tabakalama yöntemi kullanılarak kompozit materyali uygulanmış ve 4 cm mesafeden ışınlama gerçekteştirilmiştir.

Restoratif materyallerin bağlantı dayanım değerlerini ölçme işleminin standart bir prosedürü yoktur. Mekanik testler bu materyallerin uzun dönemde stres karşısındaki davranışları konusunda ipucu verememektedir. Bununla birlikte sınırlı bilgiler edinilmesine karşın, restoratif sistemlerin bağlantı dayanım değerleri ile ilgili yapılan in vitro çalışmalar bu materyallerin yüke dayanma kapasiteleri hakkında fikir edinmemizi sağlayarak, klinik çalışmalar için temel oluşturmaktadırlar.



Ancak restoratif materyallerin metaller ile olan bağlantısının, klinik şartlara benzetilmesi amacıyla gerçekleştirilen yıpratma, yükleme, termal döngüye tabi tutma gibi işlemlerin ileri araştırmalarda standart prosedürlerde yapılması gerekmektedir.

İslam ve ark.(165) bir çalışmasında, rezin kaplama sisteminin kompozit kronlarda etkisini araştırmışlardır. Bu amaçla 1.büyük azı dişleri sırasıyla rezin kaplama (Hybrid Bond ,Sun Medical Co., Moriyama,Japan), rezin siman (Chemiace II, Sun Medical Co., Moriyama, Japan) silan primer (Porcelain Liner M, Sun Medical Co., Moriyama, Japan) ve mikrofil dolduruculu rezin kompozit (Estenia, Kuraray Medical Co., Tokyo, Japan) kullanılmıştır.

Yanagida (15) ve ark. gerçekleştirdikleri bir çalışmada, farklı yüzey işlemleri uygulanan titanyum materyali ile kompozit materyali arasında bağlantı dayanımlarını araştırmışlardır. Bu çalışmada 8 farklı metal primer (Acryl Bond, All- Bond 2 Primer B, Alloy Primer, Cesead II Opaque Primer, EyeSight Opaque Primer, Metafast Bonding Liner, Metal Primer II, and MR Bond) , 50 µm ve 125 µm Alüminyum oksit kumlama ve mikrofil dolduruculu kompozit rezin (ArtGlass, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) uygulanmıştır. Örnekler mekanik testten önce 37 °C’de 24 saat suda bekletilmiş ve 4°C ve 60°C derecelerde 20.000 devirde termal döngüye tabi tutmuşlardır. En yüksek bağlantı dayanım değerleri Cesead II Opaque Primer uygulanan örneklerde 30,2 MPa bulunmuştur. En düşük bağlantı dayanım değerleri ise Eye Sight Opaque Primer uygulanan örneklerde 8,6 MPa bulunmuştur.

Araştırmamızda bu doğrultuda, titanyum materyali ile mikrofil dolduruculu kompozit rezinin bağlantı dayanımı araştırılması amaçlanmıştır. Titanyum materyali, günümüzde yaygın olarak kullanılan Kobalt-krom altyapı alaşımlarının dezavantajları nedeniyle tercih edilmiştir. Titanyum alaşımların uygulanma kolaylığı ve düşük maliyeti avantajları neticesinde bu araştırmada kullanımına karar verilmiştir. Ayrıca titanyumun alternatif altyapı materyali olarak kullanımın yaygınlaşması sonucu olarak da maliyetinin azalması ve kullanım kolaylığı amaçlı yeni teknikler üretilmesi araştırmamızın gereç ve yöntemlerine yön vermiştir.

Taira ve ark. (14) yaptığı bir çalışmada, tip 1 titanyum ile yapıştırma ajanlarının fosfat ve tiofosfat içerikli primerlerin kullanımının araştırılmıştır. Bu çalışmada fosfat içerikli primer olarak Cesead Opaque Primer (Kuraray Co., Ltd.,

Okayama, Japan) tiofosfat içerikli primer olarak Metal Primer (GC Corp., Tokyo, Japan) ve Metal Primer II (GC Corp., Tokyo, Japan) kullanılmıştır. Yapıştırıcı ajanlar olarak da Super-Bond C&B (Sun Medical Co., Ltd., Moriyama, Japan), Imperva Dual (Shofu Inc., Kyoto, Japan), Bistite Resin Cement (Tokuyama Soda Co., Ltd., Tokyo, Japan) ve Panavia 21 (Kuraray Co., Ltd., Okayama, Japan) kullanılmış ve her bir örnek 4°C ve 60°C derecelerde 100.000 devirde termal döngüye sokulmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre fosfat içerikli primerlerin yüksek bağlantı dayanım değerleri gösterdiği bulunmuştur. Bu literatür ışığında çalışmamızda Shofu Inc. M.L. Primer kullanılmıştır.

Matinlinna (16) ve ark. yaptığı bir araştırmada, 20 adet titanyum disk kullanılmış ve herbir titanyum disklere, alüminyum oksit kumlama ve silika kaplı kumlama (tribokimyasal kumlama) uygulanmıştır. Bu çalışmada 5 farklı dental silan (RelyX™ Ceramic Primer, Bisco Porcelain Primer™, Cimara™, ESPE Sil™, and Pulpdent™ Silane Bond Enhance) uygulanmış ve 5°C ve 55 °C sıcaklıkta termal döngüye tabi tutulmuş ve aralarında bağlantı dayanımları araştırılmıştır. Kullanılan tüm titanyum diskler tip 2 titanyum materyalinden seçilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda en yüksek bağlantı değeri RelyX™ dental silan uygulamasında (19,5 MPa), en küçük değer ise Pulpdent™ dental silan uygulamasında (7,8 MPa) bulunmuştur.

Bu araştırmada değişkenler dental silan olarak seçilmiş olup tek çeşit kumlama yöntemi ve kullanılan titanyumların tek çeşit saflık derecesi bulunmaktadır. Araştırmadaki yüzey işlemlerinden Alüminyum Oksit kumlama ve tribokimyasal kumlama yöntemleri ile çalışmamızda gerçekleştirilen yüzey işlemleri benzerdir.

Fujishima (13) ve ark. gerçekleştirdiği bir araştırmada dört farklı yapıştırma ajanının (Cesead, Kuraray; New Metacolor, Sun Medical; Kulzer; Thermoresin LC II, GC) titanyum materyali ile olan bağlantı dayanımlarını incelemiştir. Bu çalışmada titanyum saflık tipi olarak tip 2 kullanılmıştır. 168 adet Tip 2 Titanyum disk elde edilmiş ve 600 numara sulu zımpara kağıdı ile zımparalanmış ve 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uygulanmıştır. Yapıştırma ajanlarının titanyum materyali ile bağlanmasından önce New Metacolor opak kullanılmıştır. Bağlantı dayanım

testinden önce örnekler 5°C ve 55 °C sıcaklıkta 20.000 devirde termal döngüye tabi tutulmuşlardır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre Silicoater yapıştırma ajanının 21,9 MPa ile en yüksek bağlantı değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Bizim çalışmamızdan farklı büyüklükte Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum partikülleri farklı seçilmiştir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum partiküllerinin farklı seçilmiş olması, bizim çalışmamızdaki sonuçlar ile bu araştırmadaki sonuçların farklı olmasının nedeni olduğunu düşündürmektedir.

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum partiküllerin büyük olması yüzey pürüzlendirme miktarını olumlu yönde değiştirdiği düşünülmektedir. Galo (147) ve ark. yaptıkları bir çalışma da bu görüşü desteklemektedir. Bu çalışmada Grade 1 titanyum örnekler üzerine 50 µm, 110 µm, 180 µm ve 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uygulanarak yüzey pürüzlendirme yapılmıştır. Yüzey pürüzlendirme yapılan örnekler 2 farklı tipte kompozit rezin (Artglass; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany, Solidex; Shofu, Kyoto, Japan) uygulanmıştır. Örnekler termal döngüye tabi tutulmamışlardır. Bu çalışmada alınan sonuçlara göre, her iki kompozit rezinde de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama partiküllerindeki büyüme, alınan bağlantı dayanım değerleri arttırmaktadır. 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlanan gruptaki örnekler 15,45 ve 19,42 MPa, 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlanan gruptaki örnekler 17,23 ve 17,96 MPa, 180 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlanan gruptaki örnekler 19,11 ve 20,04 MPa, 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlanan gruptaki örnekler 19,55 ve 20,82 MPa bağlantı dayanıklılık değerleri göstermişlerdir.

Lim (17) ve ark. bir çalışmasında, Titanyum (Ti-6Al-4V) materyali, saf Titanyum (%99,5) ile kompozit materyali arasında bağlantı dayanım sonuçları değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 2000 numaralı zımpara, zımpara ardından 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve zımpara ardından fosfat florit jel ile yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmış ve örnekler 37 °C'de 1 gün boyunca distile suda bekletilmişlerdir.

Bu çalışma sonucunda sadece zımpara kullanılmış olan grupta en yüksek bağlantı dayanım değeri 4,62 MPa, Ti-6Al-4V'de görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise kontrol grubunda titanyumlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Zımpara ve Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama uygulanmış grupta ise Ti-6Al-4V ile %99,5 saflıktaki Titanyum arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Bu sonuçlardaki ve bizim çalışmamızdaki farklılıklar, %99,5 saflık derecesindeki kullanılan Titanyumun kalan değerlerinin belirtilmemesine bağlı titanyumların içeriklerinin farklı olma ihtimalinden ve kullanılan sulu zımpara kağıdının farklı numaralarda olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı olsa da elde edilen MPa cinsinden değerler birbirlerine benzerlik göstermektedir.

Fonseca (18) ve ark. gerçekleştirdiği bir çalışmada rezin simanlar ile titanyum ve nikel-krom alaşımlarının bağlanma dayanımlarında metal primerlerin (Panavia F, Alloy Primer plus, Panavia F, Bistite II DC, Metaltite plus Bistite II) etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla 160 adet tip 2 titanyum disk ve nikel-krom alaşım disk kullanılmıştır. 37° C'de 24 saat süresinde distile suda bekletilen ve 5°C ve 55 °C sıcaklıkta termal döngüye sokulan örnekler daha sonra bağlantı dayanım testine tabi tutulmuşlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre tip 2 titanyum örneklerde Panavia F yüksek bağlantı dayanım değerleri göstermiştir.

Bu çalışmada örneklerin suda bekletilme süreleri bizim çalışmamızdaki bekletme süresine göre farklıdır. Bekletilme sürelerindeki bu farklılıkların bağlantı dayanım değerlerinde gösterebilecekleri değişikliklerin farklı çalışmalarda gözlemlenmesi gerekmektedir. Aynı zamanda oda sıcaklığındaki suda bekletilen örnekler ile 37° C'de suda bekletilen örneklerin arasındaki bağlantı dayanım değerleri arasında farklılıklar bulunması muhtemeldir.

Araştırmamızda örneklerin suda bekletilme süreleri değişkenlik göstermemektedir. Ve bu bekletilme sürelerindeki farklılıklar bağlantı dayanım değerlerini önemli ölçüde etkilediği düşünülmektedir.

Fernandes (29) ve ark. yaptıkları bir araştırma da bu görüşümüzü desteklemektedir. Resin kompozit ile titanyum materyali arasındaki bağlantı dayanımlarını değerlendirdiği bir çalışmada dört farklı resin kompozit (Gradia, GR; Solidex, SOL; Ceramage, CER; and Sinfony, SF) kullanmışlardır. Örneklerin 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve kompozit resin uygulaması sonunda örnekler 1 gün, 10 gün ve 30 gün boyunca distile suda bekletilmiştir. Bu çalışmada termal döngü uygulanmamıştır.

Tip 5 (Ti-6Al-4V) titanyum materyali kullanılan bu çalışmadan alınan sonuçlara göre örneklerin suda bekletilme sürelerindeki artış dört tip kompozit rezinde de olumsuz yönde gelişmiştir. 30 günlük suda bekleme süresi en az bağlantı dayanım değerleri vermiştir. 1 gün suda bekletilen örneklerdeki bağlantı dayanım değerleri 19,18 MPa, 10 gün suda bekletilen örneklerin 6,10 MPa, 30 gün suda bekletilen örneklerin ise 4,8 MPa bulunmuştur.

Watanebe ve ark.(166) bir çalışmada 50µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve zımpara kağıdı ile yüzey işlemi uygulanmış titanyum ile kompozit materyalinin bağlantı dayanım değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada tip 2 titanyum ile altın alaşımı kullanılmış ve mekanik testten önce örnekler termal döngüye tabi tutulmamışlardır.

Suzuki ve ark. (19) gerçekleştirdikleri çalışmada, implant destekli tek üye protetik restorasyonların kırılma ve başarısızlık oranlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan) ve Diamond Crown (DRM, Branford, CT) kompozit rezin kullanılmıştır. Örnekler termal döngü uygulanmamıştır.

Behr ve ark. (149) gerçekleştirdikleri bir çalışmada 180 adet Tip 1 Titanyum örneklerin 800 numara zımpara kağıdı ile yüzey pürüzlendirmesi uygulanmış ve sonra 15 saniye süresinde 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve 15 saniye süresinde tribokimyasal kumlama uygulanmıştır. Örnekler bağlantı dayanım testi uygulanmadan önce 1 gün, 150 gün süresinde 37°C 'de distile suda bekletilmişlerdir. Termal döngü uygulanmamıştır.

Bu çalışmada bizim çalışmamız ile aynı mikrofil doldurucu kompozit rezin kullanılmıştır. Bu çalışmadan alınan sonuçlara göre tribokimyasal kumlama alının bağlantı dayanım değerleri diğer yüzey işlemlerine göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmada kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemleri bizim çalışmamızdaki kullanılan yöntemlere benzer olmaktadır. Ve sonuçlara göre tribokimyasal kumlama alının yüksek bağlantı dayanım değerleri, bizim çalışmamızdaki tüm titanyum örnekler ile yapılan bağlantı dayanım değerleri ile benzer sonucu vermektedir.

Almılhattı ve ark. (148) bir çalışmasında farklı yüzey işlemleri ve farklı metal primerlerini kullanarak titanyum-kompozit bağlantı dayanım değerlerini incelemişlerdir. Bu çalışmada zımpara kağıdı ile prüzlendirme ve 50 µm ve 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama işlemleri ardından 4 farklı metal primer (Metal Photo Primer, Cesead II Opaque Primer, Targis Link, Siloc) uygulanmıştır. Hazırlanmış örnekler mekanik teste tabi tutulmadan önce 37°C’de 24 saat boyunca distile suda bekletilmiştir ve 4°C ve 60°C sıcaklıkta termal döngü gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; bütün metal primer örneklerinde ve 250 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama yapılan örnekler, 50 µm kumlama yapılan örneklere göre daha yüksek bağlantı dayanım değerleri göstermişlerdir. Uygulanan metal primerler arasında opaque primer dışında diğer primerlerin bağlantı dayanım değerleri arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

Ohkubo ve ark (30). gerçekleştirdikleri bir araştırmada polimetil metakrilat maddesi ile tip 2 titanyum, tip 5 titanyum ve kobalt-krom alaşımının bağlantı dayanımları değerlendirilmiştir. Bu amaçla 6mm çapında ve 2,5 mm kalınlığındaki metal diskleri 50µm alüminyum oksit ile kumlanmış ve 5 tip metal primer (Metal Primer II; Cesead Opaque primer; Meta Base; experimental primer; Siloc bonding system) ile yüzey işlemi uygulanmıştır. Ve ardından rezin maddesi (Palapress Vario) metal yüzeylerine bağlanmış 0 ve 2000 devirde 55° C’de termal döngüye tabi tutulmuşlardır. Ve bu araştırmanın sonucunda kobalt-krom alaşımları ile tip 2 ve tip 5 titanyum arasında belirgin farklılıklar gözlemlenirken, tip 2 titanyum ile tip 5 titanyum arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Metal-kompozit restorasyonların kullanımı, metal ile kompozit bağlantı değerlerinin yetersiz olduğu gerekçesine bağlı olarak henüz kabul görmemiştir. Yılmaz ve Dinçer(167) in yaptıkları bir çalışmada, metal-porselen bağlantı dirençleri araştırılmıştır. Çalışma sonucunda Ni- Cr alaşımı/porselen bağlantı direnci ortalama 46,6 MPa, titanyum-porselenin bağlantı direnci ortalama 37,1 MPa bulunmuştur. Ayrıca Ni-Cr alaşımı/porselen bağlantı direnci, titanyum-porselenin bağlantı direncinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmada kullanılan geleneksel Ni-Cr alaşımı/porselen ve titanyum-porselenin bağlantı dirençleri ile bizim çalışmamızda kullandığımız titanyum-kompozit bağlantı değerleri karşılaştırıldığında Titanyum-kompozit bağlantısı daha düşük veriler göstermiştir.

Ancak son yıllardaki çalışmalarda özellikle titanyumdaki sistemlerin geliştirilmesine bağlı olarak kompozit materyali ile metallerin bağlantısı kuvvetlendirilmektedir. Bu sistemler özellikle titanyum yüzey pürüzlendirmede kullanılan  $Al_2O_3$  kumlama ve tribokimyasal kumlama yöntemlerindeki gelişmelerdir (17).

$Al_2O_3$  kumlama sadece yüzey pürüzlendirme ile sonuçlanmaz aynı zamanda titanyum yüzeyinde gömülü de kalabilir. Titanyum materyali ile kompozit bağlantısında kullanılan yapıştırma ajanlarının direk titanyum yüzeyi ile kimyasal bağlantı kurmaktadır ve yüzeyde gömülü kalan  $Al_2O_3$  taneciklerinin bağlantı mekanizmasını etkilediği düşünülmektedir (168).

$Al_2O_3$  kumlama titanyum yüzeyinde pürüzlendirme görevine ek olarak yüzeydeki artıkların uzaklaştırılmasına ve yeni oksit tabakasının oluşumunu engellemektedir (17, 169). Titanyum yüzeyindeki bu değişimler yüzey enerjisini ve yüzeyin kimyasal yapısını etkilemektedir. Buna bağlı olarak ta örnekler arasında aynı standartlarda pürüzlendirme işlemleri yapılması gerekmektedir. Standardizasyon hataları bağlantı dayanım değerlerinde değişiklikler gösterebilir.

Araştırmamızda yüzey pürüzlendirme işlemlerinde kullandığımız 50  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumlama yöntemi ve tribokimyasal kumlama yöntemi, kontrol grubuna göre belirgin farklılıklar göstermişlerdir. Literatür taraması sonuçlarına göre araştırmacıların (12, 13, 16, 147, 149) farklı partikül büyüklüklerinde  $Al_2O_3$  kumlama yöntemi uyguladıkları belirlenmiştir. Bu bilgi ışığında, farklı partikül büyüklüklerindeki  $Al_2O_3$  kumlarının titanyum-kompozit bağlantı dayanım değerlerine etkisinin araştırılacağı başka çalışmaların gerektiği düşünülmektedir.

Tribokimyasal kumlama yönteminin ardından silan kaplama ajanlarının da kullanıldığı çalışmaların (36, 145) ışığında silan kaplama ajanlarının titanyum-kompozit bağlantı dayanım değerlerine etkisinin araştırması gerekmektedir.

Özdemir ve ark (170); yüzeylere sadece silan uygulandığında bağlantı değerlerinin yeterince artmadığını ve mekanik retansiyonun yapılması gerektiğini vurgulayan çalışmalarını dikkate alarak, mekanik retansiyon yöntemleri, kimyasal bağlantı ajanları ile kombine edilmiş ve kumlama, asitleme ya da kumlama+asitleme gibi mekanik pürüzlendirme yöntemlerini takiben tüm örneklere kimyasal bağlantı için silan bağlantı ajanı uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir.

İmplant üreticileri tarafından kullanılan titanyum genel olarak saf titanyum ve titanyum alaşımları olmak üzere 2 kategoride bulunmaktadır. Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri birbirinden farklılık gösteren 4 çeşidi (grade 1-4) bulunmaktadır. Tip 1 titanyumun elastisite modülü 102 Gpa iken, 4. tip titanyumda bu oran %2 artarak 104 Gpa ya yükselmiştir, eğilme dayanımı ise 170 Mpa dan 483 Mpa ya yükselmiştir. Fiziksel özelliklerdeki bu değişim, yapısında, diğerlerine göre daha fazla bulunan oksijenin, kristal yapıya titanyum iyonlarını sıkıştırarak katılması ve gerilim oluşturması ile açıklanmıştır. Tip 4 özellikle dayanıklılığı daha fazla olduğu için tercih edilmektedir.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmamızda, Titanyum maddesi ile kompozit materyali arasındaki bağlantı dayanım değerlerini arttırdığı düşünülen yüzey işlemlerini ve bu değerlere etkisinin varlığını sorguladığımız titanyum saflık dereceleri incelenmiştir. Bu amaçla farklı saflık derecelerinde Titanyum materyali ve farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre:

1. Kontrol grubundaki (sadece zımparalama yapılan) örnekler göre yapılan analiz sonucu; değerler çok düşük olmak ile birlikte Grade 2,4 ve 5 arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir.
2. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>kumlama grubundaki örnekler göre yapılan analiz sonucu; Grade 5 Titanyum, Grade 4 ve Grade 2'ye göre anlamlı dercede yüksek değerler göstermiştir.
3. Tribokimyasal kumlama grubundaki örnekler göre yapılan analiz sonucu; Grade 4 ve Grade 5'teki veriler Grade 2'ye göre yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlara göre yapılacak yeni araştırmalarda bu iki saflıktaki Titanyum materyallerinin kullanımı uygun görülmelidir.
4. Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum örnekler göre yapılan analize göre; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve Tribokimyasal kumlama arasında anlamlı bir fark gözlenmemekle birlikte kontrol grubuna göre daha yüksek değerler göstermişlerdir.

Grade 5 (Ti-6Al-4V) Titanyumun iyi mekanik özellikler göstermesi sebebiyle de dental alanda kullanımının artması ve laboratuvar ortamında uygulanmasını kolaylaştıracak yeni yöntemlerin keşfi adına çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Gerçekleştirdiğimiz bu tez çalışmasında; örneklerin makaslama bağlantı dayanım testine tabi tutulmadan önce termal döngü kullanılmayan araştırmalar referans alınmıştır. Termal döngünün uygulandığı ve etkilerinin araştırıldığı ileri çalışmaların yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Zımpara kâğıdı, metal primer, opak maddesi, kompozit materyali gibi çalışmamızda tek tip parametre olarak kullandığımız ürünlerin varyasyonlarının farklı araştırmalarda değerlendirilmesi gerekmektedir.

Titanyum alaşımlarının biyomateryal olarak kullanımı, düşük elastiklik modülü, yüksek biyouyumluluğu, yüksek direnç ve düşük koroziv özellikleri nedeniyle gün geçtikçe artmaktadır. CpTi (saf Titanyum) ve Ti-6Al-4V medikal alanda halen en çok kabul gören iki titanyum türevidir. Titanyumun sabit ve hareketli protezlerde kullanımı, medikal ve dental implantlara göre daha sonraki dönemlerde artış göstermiştir. Farklı üretim yöntemleri içinde döküm ve CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Dizayn, Bilgisayar Destekli Üretim) metotları en yaygın olarak kullanılmaktadır. Sabit ve hareketli protezlerde henüz yeni kabul edilebilecek ve bir kısım üretim ve kullanım zorluklarına sahip titanyum alaşımların zamanla daha mükemmele gideceği öngörülmektedir.

Titanyuma bağlantının artırılması ve metal yüzeyinin artıklardan arındırılabilmesi için farklı yüzey işlemleri önerilmektedir. Yüzey işlemleri; yüzey geriliminin azalması, yüzey pürüzlülüğünün artması ve/veya yüzey kimyasının değişmesi ile metal yüzeyini değiştirerek bağlantı dayanıklılığını arttırmaktadır. Bu amaçla uygulanan zımparalama işlemi, kumlama, asit pürüzlendirme, silan uygulaması gibi yüzey işlemlerinin pürüzlendirme, yüzey gerilim azaltılması ve yüzey kimyasının değiştirilmesi etkinliğinin araştırılması gerekmektedir.

Sonuç olarak Titanyum maddesi ile kompozit materyali arasındaki bağlantı dayanım değerleri umut vaat etmektedir. Geleneksel yöntemlerle kullanılan altyapı materyallerinin ve üstyapı materyallerinin dezavantajları göz önüne alındığında titanyum altyapı üzerine kompozit kronların kullanımının yaygınlaşması gerektiği düşünülmektedir.

## ÖZET

### Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı; Titanyum ile kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanım değerlerine farklı yüzey işlemlerinin etkisini araştırmaktır. Üç tip titanyum (Grade 2,4, Ti-6Al-4V) ile üç farklı yüzey pürüzlendirme işlemi test edilmiştir. Gereç ve yöntemler: 90 adet Titanyum disk 8 mm çapında ve 4 mm yükseklikte elde edildi. Titanyum yüzeyleri üç farklı metod ile pürüzlendirildi: 600 numara zımpara kağıdı (kontrol grubu), zımpara kağıdı ve 50 µm Alüminyum oksit kumlama, zımpara kağıdı ve tribokimyasal kumlama tekniği. Resin kompozit, 4mm çapında ve 6 mm yükseklikte aşamalı olarak uygulandı ve polimerize edildi. Oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra örneklerin bağlantı dayanımları değerlendirildi. Titanyum örneklerin yüzeyleri stereomikroskop ile incelendi. Sonuçlar: Kruskal-Wallis istatistiksel analiz metodu kullanılan çalışmamızda titanyum tipleri ve yüzey işlemleri arasında anlamlı farklılıklar bulundu ( $p<0.005$ ). Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubundaki örneklere göre yapılan analiz sonucu; Grade 5 Titanyum, Grade 4 ve Grade 2'ye göre anlamlı dercede yüksek değerler göstermiştir. Tribokimyasal kumlama grubundaki örneklere göre yapılan analiz sonucu; Grade 4 ve Grade 5'teki veriler Grade 2'ye göre yüksek bulunmuştur. Çalışmada kullanılan tüm örneklerde; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>kumlama ve Tribokimyasal kumlamalar arasında anlamlı bir fark gözlenmemekle birlikte kontrol grubuna göre daha yüksek değerler göstermişlerdir.

**Anahtar Kelimeler:** Titanyum, Kompozit Resin, Makaslama Bağlantı Dayanıklılığı

## ABSTRACT

### **Investigation of Bonding Strength Between Different Type of Infrastructure Material Titanium and Composite Material**

The aim of this study was to investigate the effect of different surface treatments on the bond strength between Titanium and composite resin. Three Titanium grades (Grade 2,4, Ti-6Al-4V) and three surface abrasion systems were tested. Material and methods: Titanium plates (n:90) was supplied at 8mm diameter and 4mm heighth. Surface of Titanium plates were abraded with three different methods; as control group: polishing paper (No. 600), polishing paper and sandblasting (50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), and polishing paper and tribochemical silica coating technique. Resin composite was applied incrementally (4mm diameter, 6mm heighth) and photopolymerized. Shear bond strengths were evaluated after storage in distilated water at room temprature. Surfaces of Titanium specimens were analyzed by stereomicroscope. Results: Statistical analysis using Kruskal-Wallis revealed that the grades and the types of surface treatments differ significantly ( $p < 0.005$ ). As the results of  $\text{Al}_2\text{O}_3$  sandblasting group; Grade 5 showed significantly higher values than Grade 4 and Grade 2. The analysis according to the examples in Tribochemical sandblasting group, Grade 4 and Grade 5 showed higher values than Grade 2. All the examples used in this study, showed that  $\text{Al}_2\text{O}_3$  sandblasting and Tribochemical sandblasting had no significant difference amongst themselves but showed higher values than control group.

**Key Words:** Titanium, Composite Resin, Mikroshear Bond Strength

## KAYNAKLAR

1. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985). 1996;27(6):401-8.
2. Van Noort R. Introduction to Dental Materials 4: Introduction to Dental Materials: Elsevier Health Sciences; 2002.
3. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. British dental journal. 1997;182(10):393-4.
4. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. International dental journal. 1993;43(3):245-53.
5. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. The Journal of the American Dental Association. 2002;133(11):1524-34.
6. Meiers J, Freilich M. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. Operative dentistry. 2000;25(3):239-43.
7. Yılmaz H. Nikel allerjisi olan bir hastada titanyum porselen uygulaması (Bir Olgu Nedeniyle). Acta Odontologica Turcica. 1997;14(1-2):107.
8. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;2010(3).
9. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. Journal of Dentistry. 1997;25(3):331-7.
10. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2011.
11. Molitor P, Barron V, Young T. Surface treatment of titanium for adhesive bonding to polymer composites: a review. International Journal of Adhesion and Adhesives. 2001;21(2):129-36.
12. Mudford L, Curtis R, Walter J. An investigation of debonding between heat-cured PMMA and titanium alloy (Ti-6Al-4V). Journal of dentistry. 1997;25(5):415-21.
13. Fujishima A, Fujishima Y, Ferracane JL. Shear bond strength of four commercial bonding systems to cpTi. Dental Materials. 1995;11(2):82-6.
14. Taira Y, Yoshida K, Matsumura H, Atsuta M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. The Journal of prosthetic dentistry. 1998;79(4):384-8.
15. Yanagida H, Matsumura H, Taira Y, Atsuta M, Shimoe S. Adhesive bonding of composite material to cast titanium with varying surface preparations. Journal of oral rehabilitation. 2002;29(2):121-6.

16. Matinlinna J, Lassila L, Vallittu P. Evaluation of five dental silanes on bonding a luting cement onto silica-coated titanium. *Journal of dentistry*. 2006;34(9):721-6.
17. 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.
18. Fonseca RG, Haneda IG, Adabo GL. Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(4):262-8.
19. Suzuki M, Bonfante E, Silva NR, Coelho PG. Reliability testing of indirect composites as single implant restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(7):528-34.
20. Bonfante EA, Suzuki M, Lubelski W, Thompson VP, de Carvalho RM, Witek L, et al. Abutment Design for Implant-Supported Indirect Composite Molar Crowns: Reliability and Fractography. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(8):596-603.
21. Williams D. Titanium and titanium alloys. CRC Press, Inc, *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*. 1981;1:9-44.
22. Blackburn M, Jaffee R, Promisel N. The science, technology and application of titanium. Pergamon, Oxford. 1970:633.
23. Rematitan, inventor Titanium Casting System, Instruction, Dentaurem, Germany.
24. Yılmaz H. Titanyum ve protetik diş tedavisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1998;1998(1).
25. Görler O, Özdemir AK. Porselen ile titanyumun bağlanma dayanımına Nd-YAG lazerin etkinliğinin incelenmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013;16(3):174-80.
26. Yılmaz H. Nikel allerjisi olan bir hastada titanyum porselen uygulaması (bir olgu nedeniyle). *Atatürk üniv. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 107.
27. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):603-27.
28. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*: Quintessence Publ. Chicago; 1997.
29. Fernandes CA, Ribeiro JC, Larson BS, Bonfante EA, Silva NR, Suzuki M, et al. Microtensile bond strength of resin-based composites to Ti-6Al-4V. *dental materials*. 2009;25(5):655-61.
30. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(1):50-7.
31. ASTM, inventor Standard specification for unalloyed titanium for surgical implant applications, in *Annual Book of ASTM Standards*. Philadelphia 1995.

32. Jackson MJ, Ahmed W. Surface engineered surgical tools and medical devices: Springer; 2007.
33. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials: Mosby Missouri etc.; 2002.
34. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 1998;243(1):231-6.
35. Niinomi M. Metallic biomaterials. *Journal of Artificial Organs*. 2008;11(3):105-10.
36. Matsumura H, Yoneyama T, Shimoe S. Veneering technique for a Ti-6Al-7Nb framework used in a resin-bonded fixed partial denture with a highly filled indirect composite. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(6):636-9.
37. ASTM, inventor Standard specification for wrought Ti-6Al-4V alloy for surgical implant applications, in *Annual Book of ASTM Standards* 1993.
38. Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nobilo MAA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):467-72.
39. Handbook M. American Society for Metals. Cleveland, Ohio. 1985;397.
40. Park J, Lakes RS. *Biomaterials: an introduction*: Springer Science & Business Media; 2007.
41. ASTM, inventor Standard specification for wrought Ti-6Al-4V ELI alloy for surgical implant applications, in *Annual Book of ASTM Standards*. Philadelphia 1992.
42. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(2):79-90.
43. Cowin S, Sadegh A. Non-interacting modes for stress, strain and energy in anisotropic hard tissue. *Journal of biomechanics*. 1991;24(9):859-67.
44. Cowin SC. The mechanical and stress adaptive properties of bone. *Annals of biomedical engineering*. 1983;11(3-4):263-95.
45. Rice J, Cowin S, Bowman J. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of biomechanics*. 1988;21(2):155-68.
46. Affairs ACOS. Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(3):347-9.
47. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;15(5):675-90.
48. Könönen M, Kivilahti J. Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Fusing of Dental Ceramics to Titanium. *Journal of dental research*. 2001;80(3):848-54.

49. Branemark P-I. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 1985:11-344.
50. Lim YJ, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT. Surface characterizations of variously treated titanium materials. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2000;16(3):333-42.
51. Ulusoy M, AK A. Dişhekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın. 2003(23):487-509.
52. Pohler OE. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. Injury. 2000;31:D7-D13.
53. Simoes J, Marques A. Design of a composite hip femoral prosthesis. Materials & design. 2005;26(5):391-401.
54. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. The Journal of prosthetic dentistry. 1985;54(3):410-4.
55. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Effects of a metal etchant and two primers on resin bonding durability to titanium. European journal of oral sciences. 2004;112(1):95-100.
56. Akışlı I, Özcan M, Nergiz I. Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;88(4):367-74.
57. Islamoglu K, Coskunfirat OK, Tetik G, Ozgentas HE. Complications and removal rates of miniplates and screws used for maxillofacial fractures. Annals of plastic surgery. 2002;48(3):265-8.
58. Walker MP, White RJ, Kula KS. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2005;127(6):662-9.
59. Šegović S, Ferik S, Anić I, Jukić S, Galić N, Sistig S. Changes in dentin after insertion of self-threading titanium pins with 3 methods: A scanning electron microscope pilot study. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;87(2):182-8.
60. Cortellini P, Tonetti MS. Clinical performance of a regenerative strategy for intrabony defects: scientific evidence and clinical experience. Journal of periodontology. 2005;76(3):341-50.
61. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J. The art and science of operative dentistry. St Louis: Mosby year book inc ch2. 1995;6(8):16.
62. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals: Quintessence Pub Co; 1994.
63. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. Journal of the California Dental Association. 2009;37(6):389-98.
64. Ferracane J. New polymer resins for dental restoratives. Operative Dentistry. 2001:199-209.



65. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of dental research*. 1956;35(3):360-9.
66. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
67. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials*. 2006;22(12):1143-9.
68. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(2):201-9.
69. Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials-: Properties and Manipulation*: Elsevier Health Sciences; 2014.
70. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*: Mosby St. Louis; 1993.
71. Eckert AS, Dede K, Ehbrecht S, Klettke T, Spenkuch A, Stippschild A, et al. First cationically curing oxirane based dental filling material. *Polymer Preprints, American Chemical Society, Division of Polymer Chemistry*. 2004;45(2):343.
72. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
73. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dental materials journal*. 2010;29(5):481-501.
74. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence international (Berlin, Germany)*. 1993;24(9):641-58.
75. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1994;125(6):687-701.
76. Craig R, Powers J. *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby. Inc; 2002.
77. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(6):642-9.
78. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):659-75.
79. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical restorative materials and techniques*: Lea & Febiger; 1988.
80. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(4):480-8.
81. O'Brien WJ. *Dental materials: properties and selection*: Quintessence Publishing Company; 1989.
82. Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. W B Saunders Company, xii+ 682, 26 x 18 cm, illustrated, 1973. 1973.

83. 83. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. Implant Dentistry. 1995;4(1):67-8.
84. 84. Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. J Prosthet Dent. 2001;85(5):496-500.
85. 85. Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. J Prosthet Dent. 1996;75(4):381-7.
86. Tormala P, Vainionpaa S, Kilpikari J, Rokkanen P. The effects of fibre reinforcement and gold plating on the flexural and tensile strength of PGA/PLA copolymer materials in vitro. Biomaterials. 1987;8(1):42-5.
87. Zhang G, Latour Jr RA, Kennedy JM, Del Schutte Jr H, Friedman RJ. Long-term compressive property durability of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. Biomaterials. 1996;17(8):781-9.
88. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. The Journal of the American Dental Association. 2000;131(3):375-83.
89. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. The Journal of the American Dental Association. 2003;134(10):1382-90.
90. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. The Journal of prosthetic dentistry. 1983;50(1):31-5.
91. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible-light-activated composite systems. British dental journal. 1984;156(6):209.
92. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL. Application of the argon laser to dentistry. Lasers in surgery and medicine. 1991;11(6):495-8.
93. De Souza FB, Guimarães RP, Silva C. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985). 2005;36(1):41-8.
94. Albers H. Metal-resin bonding. Adept Report. 1991;2:25-40.
95. McConnell R. Metal-resin bonding. Journal of the California Dental Association. 1993;21(6):38-42.
96. Czerw R, Wakefield C, Robbins J, Fulkerson M. Shear bond strength of composite resin to microetched metal with five newer-generation bonding agents. Operative dentistry. 1994;20(2):58-62.
97. Creugers N, Welle P, Vrijhoef M. Four bonding systems for resin-retained cast metal prostheses. Dental Materials. 1988;4(2):85-8.
98. Diaz-Arnold AM, Keller JC, Wightman JP, Williams VD. Bond strength and surface characterization of a Ni-Cr-Be alloy. Dental Materials. 1996;12(1):58-63.

99. Kohli S, Levine WA, Grisius RJ, Fenster RK. The effect of three different surface treatments on the tensile strength of the resin bond to nickel-chromium-beryllium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(1):4-8.
100. Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1977;37(1):28-31.
101. Swift Jr E. New adhesive resins. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*. 1989;2(6):258-60.
102. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological response and medical applications. Springer, New York. 2001.
103. Müller WD, Gross U, Fritz T, Voigt C, Fischer P, Berger G, et al. Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(3):349-56.
104. Ivanoff CJ, Widmark G, Hallgren C, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clinical oral implants research*. 2001;12(2):128-34.
105. Novaes Jr AB, Souza S, de Oliveira PT, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2001;17(3):377-83.
106. Mazor Z, Cohen DK. Preliminary 3-dimensional surface texture measurement and early loading results with a microtextured implant surface. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;18(5):729-38.
107. Cannizzaro G, Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: a prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;18(4):512-22.
108. Marinho VC, Celletti R, Bracchetti G, Petrone G, Minkin C, Piattelli A. Sandblasted and acid-etched dental implants: a histologic study in rats. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;18(1):75-81.
109. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(8):725-31.
110. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):369.
111. Scott J, Strang R, McCrosson J. Silane effects on luting resin bond to a Ni-Cr alloy. *Journal of dentistry*. 1991;19(6):373-6.
112. Anagnostopoulos T, Eliades G, Palaghias G. Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. *Dental Materials*. 1993;9(3):182-90.

113. Cobb D, Vargas M, Fridrich T, Bouschlicher M. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Operative dentistry*. 2000;25(5):427-33.
114. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(6):430-6.
115. Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*. 2009;25(12):1477-83.
116. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):1017-59.
117. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):751-70.
118. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system: for caries removal and cavity preparation. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131(6):777-85.
119. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er, Cr: YSGG laser separately and combined. *Lasers in medical science*. 2011;26(6):777-82.
120. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er: YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers in medical science*. 2012;27(2):333-8.
121. Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A, Atsuta M. Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion-fixed partial dentures. *The journal of prosthetic dentistry*. 1986;55(4):456-62.
122. Matsumura H, Tanaka T, Taira Y, Atsuta M. Bonding of a cobalt-chromium alloy with acidic primers and tri-n-butylborane-initiated luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):194-9.
123. Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M. Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(3):254-61.
124. Salonga JP, Matsumura H, Yasuda K, Yamabe Y. Bond strength of adhesive resin to three nickel-chromium alloys with varying chromium content. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(6):582-4.
125. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1995;22(6):409-12.
126. Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of titanium with acidic primers and a tri-n-butylborane-initiated luting agent. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(5):385-8.

127. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*. 2006;3(3):143-52.
128. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*. 2003;19(7):575-83.
129. Chadwick R, Mason A, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing? *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25:610-5.
130. Vieira LCC, Araújo É, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(1):28-35.
131. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*. 1995;74(9):1591-6.
132. 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*. 1994;10(4):236-40.
133. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*. 2001;17(2):165-9.
134. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*. 1993;43(5):492-8.
135. Cekic-Nagas I, Ergun G, Tezvergil A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dental materials journal*. 2008;27(5):736-43.
136. Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G. The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17(7):659-65.
137. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha J, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry*. 2001;29(1):55-61.
138. Adebayo O, Burrow M, Tyas M. Bond strength test: role of operator skill. *Australian dental journal*. 2008;53(2):145-50.
139. Lassila LV, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK. The Bond Strength of Particulate-Filler Composite to Differently Oriented Fiber-Reinforced Composite Substrate. *Journal of prosthodontics*. 2007;16(1):10-7.
140. Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):511-5.
141. 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.

142. Awliya WY, Akpata E. Effect of fluorosis on shear bond strength of glass ionomer-based restorative materials to dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(3):290-4.
143. R Özdemir DT, ME Odabaş ,Ö Tulunoğlu In vitro evaluation of micro-shear bond strength of three different self-etching adhesive systems in primary and permanent teeth enamel. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2010;27(3):181-6.
144. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, Tagawa Y-i, et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dental materials*. 2006;22(6):545-52.
145. Özcan M, Kumbuloglu O. Effect of composition, viscosity and thickness of the opaquer on the adhesion of resin composite to titanium. *dental materials*. 2009;25(10):1248-55.
146. Di Francescantonio M, Oliveira MTd, Daroz LGD, Henriques GEP, Giannini M. Adhesive bonding of resin cements to cast titanium with adhesive primers. *Brazilian dental journal*. 2012;23(3):218-22.
147. Galo R, Ribeiro RF, Rodrigues RCS, Pagnano VdO, Mattos MdGCd. Effect of laser welding on the titanium composite tensile bond strength. *Brazilian dental journal*. 2009;20(5):403-9.
148. Almilhatti HJ, Neppelenbroek KH, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Giampaolo ET. Adhesive bonding of resin composite to various titanium surfaces using different metal conditioners and a surface modification system. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(6):590-6.
149. Behr M, Rosentritt M, Gröger G, Handel G. Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):33-42.
150. Matinlinna JP, Özcan M, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane and vinyltriisopropoxysilane blend and tris (3-trimethoxysilylpropyl) isocyanurate on the shear bond strength of composite resin to titanium metal. *Dental Materials*. 2004;20(9):804-13.
151. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):303-8.
152. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The Science and Art of Dental Ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use: Quintessence Publishing (IL); 1979.*
153. Naylor WP, Kessler JC, King AH. *Introduction to metal ceramic technology: Quintessence Pub Co; 1992.*
154. Dérand T, Herø H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *European Journal of Oral Sciences*. 1992;100(3):184-8.
155. Hautaniemi J, Herø H, Juhanoja J. On the bonding of porcelain on titanium. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1992;3(3):186-91.

156. King AW-C, Lautenschlager E, Chai J, Gilbert J. A comparison of the hardness of different types of titanium and conventional metal ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(3):314-9.
157. Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *European journal of oral sciences*. 1996;104(3):313-9.
158. Rammelsberg P, Spiegl K, Eickemeyer G, Schmitter M. Clinical performance of metal-free polymer crowns after 3 years in service. *Journal of dentistry*. 2005;33(6):517-23.
159. Newsletter C, inventor Filled polymer crowns 1998.
160. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *The International journal of prosthodontics*. 2002;16(3):239-43.
161. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*. 1992;8(5):310-9.
162. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*. 2004;20(4):364-9.
163. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*. 1992;20(3):183-8.
164. Turssi C, De Magalhaes C, Serra M, Rodrigues A. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Operative dentistry*. 2001;26(6):576-84.
165. Islam MR, Takada T, S. Weerasinghe D, Uzzaman MA, M. Foxton R, Nikaido T, et al. Effect of resin coating on adhesion of composite crown restoration. *Dental materials journal*. 2006;25(2):272-9.
166. Watanabe I, Kurtz KS, Kabacnel JL, Okabe T. Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(4):462-7.
167. Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *Journal of dentistry*. 1999;27(3):215-22.
168. 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.
169. Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona Á. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials*. 2009;25(4):442-51.
170. Özdemir E, Niğiz R, Zortuk M. Farklı yüzey hazırlıklarının porselen kompozit rezin bağlantısı üzerine etkisinin in-vitro araştırılması. *Acta Odontologica Turcica*. 2007;24(2):75.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı:</b>	Aykut	<b>Soyadı:</b>	Önol
<b>Doğ.Yeri:</b>	Yozgat	<b>Doğ.Tarihi:</b>	30.07.1985
<b>Uyruğu:</b>	T.C.	<b>Tel:</b>	0(505)660 1763
<b>E-mail:</b>	dtaykut@ymail.com		

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Old. Kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora:</b>	S. D.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.	2015
<b>Lisans/Yük.Lisans:</b>	Gazi Üniv. Diş Hek. Fak.	2010
<b>Lise:</b>	Antalya Anadolu Lisesi	2003

### İş Deneyimi

Araştırma Görevlisi	S. D.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.D.	2010-2015
---------------------	---	-----------

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>ÜDS Puanı</b>	<b>Değerlendirme</b>
İngilizce	68,25	İyi