

**DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ – REZİN SİMAN
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Hasan GÜNGÖR
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Tezi-2010

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ – REZİN SİMAN BAĞLANMA DAYANIMI
ÜZERİNE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Hasan GÜNGÖR

**Tez Yöneticisi
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

**Doktora Tezi
Erzurum-2010**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Programı

DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ-REZİN SİMAN BAĞLANTI
DAYANIMI ÜZERİNE FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME
İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Hasan GÜNGÖR

Tez Savunma Tarihi	: 17.09.2010
Tez Danışmanı	: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ 
Jüri Üyesi	: Prof. Dr.Köksal BEYDEMİR 
Jüri Üyesi	: Prof. Dr.Lütfü İhsan ALADAĞ 
Jüri Üyesi	: Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU 
Jüri Üyesi	: Prof. Dr.Abubekir HARORLI 

Prof.Dr. İsmail CEYLAN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	IV
ÖZGEÇMİŞ	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	IX
1 GİRİŞ ve AMAÇ	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 Dental implant	3
2.1.1 Dental implantların sınıflandırılması	4
2.1.1.1 Kemik içi implantlar	5
2.1.1.2 Subperiostal implantlar	5
2.1.1.3 Endodontik implantlar	5
2.1.1.4 İntra mukozal implantlar	5
2.1.1.5 Kemik yerine konan implant materyalleri	5
2.1.2 Dental implantlar neden uygulanmalı	6
2.1.3 Dental implantların kontrendikasyonları	6
2.2 İmplant destekli protezler	7
2.2.1 İmplant destekli protezlerin planlaması	7

2.2.2	İmplant destekli protezlerin avantajları	8
2.2.3	İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması	9
2.3	Dental İmplant materyallerinde aranılan özellikler	10
2.4	Dental implantın komponentleri	10
2.4.1	Dental implant abutmenti	11
2.5	Adezyon	26
2.5.1	Metal-rezin siman bağlantısı	26
2.6	Yüzey pürüzlendirme yöntemleri	29
2.6.1	Elmas frezler ile pürüzlendirme	29
2.6.2	Asitle pürüzlendirme	29
2.6.3	Kumlama yöntemi ile pürüzlendirme	30
2.6.4	Co-Jet ile pürüzlendirme	31
2.6.5	Lazer ile pürüzlendirme	31
2.7	Simantasyon	34
2.7.1	İdeal bir simanda olması gereken özellikler	34
2.7.2	Simanların sınıflandırılması	35
2.7.3	Rezin simanlar	36
2.8	Bağlanma dayanımı testleri	43
2.8.1	Kesme (Shear) kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı	43
2.9	SEM (Scanning Electron Microscope) analizi	44
3	GEREÇ VE YÖNTEM	46

3.1	Titanyum örneklerin hazırlanması	46
3.2	Titanyum örneklerin yüzey hazırlıklarının yapılması	47
3.2.1	Elmas frez ile pürüzlendirilen grup	48
3.2.2	Frez ile pürüzlendirildikten sonra kumlama yapılan grup	49
3.2.3	Frez ile pürüzlendirildikten sonra Co-Jet uygulanan grup	50
3.2.4	Frez ile pürüzlendirildikten sonra Er:YAG lazer uygulanan grup	51
3.2.5	Frez ile pürüzlendirildikten sonra asit uygulanan grup	51
3.2.6	Yüzey işlemi yapılmayan grup	52
3.3	Örnek yüzeylerine rezin simanların uygulanması	53
3.3.1	Panavia F rezin siman uygulanması	54
3.3.2	Multilink Sprint rezin siman uygulanması	55
3.4	Hazırlanan örneklerin 37°C' de su banyosunda bekletilmesi	57
3.5	Bağlanma dayanımının ölçülmesi	57
3.6	Yüzeylerin SEM analizi	60
3.7	İstatistiksel değerlendirme	60
4	BULGULAR	61
4.1	Kesme (Shear) testi bulguları	61
4.2	SEM Bulguları:	65
5	TARTIŞMA	71
6	SONUÇ	83
	KAYNAKLAR	85

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana destek olan ve tez yazımı aşamasında olağanüstü yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım bölümümün öğretim üyeleri ve çalışma arkadaşlarıma,

Sevgili eşime ve aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Ankara’da doğmuştur. İlk, orta ve lise öğrenimini Ankara’da tamamlamıştır. 1997–2002 yılları arasında Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde öğrenim görmüştür. 2003 yılında Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora başlamıştır. Yabancı dili İngilizcedir. Evli ve bir çocuk babasıdır. Üye olduğu bilimsel kuruluş TPİD’dir.

ÖZET**Dental İmplant Abutmenti – Rezin Siman Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı
Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi**

Bu çalışma, dental implant abutmenti yapımında kullanılan materyaller arasında ilk sırayı alan titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) örneklerle uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, 2 farklı rezin simanın bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla yapılmıştır.

Çalışmada, titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) 12 mm çapında, 10 mm kalınlığında prefabrik silindir bloklar kullanılmıştır. Hazırlanan toplam 120 adet Ti-6Al-4V örnek, her grupta 20 adet örnek olacak şekilde 6 gruba ayrılmıştır. Bu 6 gruba aşağıda belirtilen yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır:

1. Grup: Örnek yüzeyleri orta grenli aynı tipte elmas porselen bitirme frezi ile pürüzlendirilmiştir.

2. Grup: Örnek yüzeyleri elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra kumlama işlemi uygulanmıştır.

3. Grup: Örnek yüzeyleri elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra Co-Jet cihazı ile silika kaplanmıştır.

4. Grup: Örnek yüzeyleri elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra Er:YAG (Erbium: yttrium aluminium garnet) lazer uygulanmıştır.

5. Grup: Örnek yüzeyleri elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra % 37' lik fosforik asit uygulanmıştır.

6. Grup: Örnek yüzeyleri üzerine herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

Yüzey pürüzlendirme işlemleri yapıldıktan sonra, örneklerin yüzeylerinin topografik incelemesini yapabilmek için SEM (Scanning Electron Microscope) görüntüleri alınmıştır. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan her bir gruptaki örneklerin yarısına (10 örnek) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Alloy Primer uygulandıktan sonra Panavia F rezin siman, diğer örneklere ise üretici firmanın önerileri doğrultusunda hareket edilerek herhangi bir metal primer uygulanmadan Multilink Sprint rezin siman uygulanmıştır. Örnekler, 37 °C' de su banyosunda 24 saat süre ile bekletilmiştir. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için universal test makinesinde kesme (shear) testine tabi tutulmuşlardır. Newton olarak okunan bağlanma dayanımı değerleri MPa çevrilmiştir.

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi; iki yönlü (ANOVA) varyans analizi kullanılarak yapılmıştır. Ortalama ve standart sapmalar hesaplanmış, çoklu karşılaştırmalar için Duncan testi kullanılmıştır.

Yapılan varyans analizi sonucunda; uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan siman tipinin anlamlı ($p < .001$) olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Çalışmada, en yüksek bağlanma dayanımını Panavia F rezin siman uygulanan elmas frez ile pürüzlendirmeye ilave olarak Co-Jet yöntemi ile pürüzlendirme yapılan grup (15.96 MPa) verirken, en düşük bağlanma dayanımı değerlerini ise Multilink Sprint rezin siman uygulanan yüzey işlemi yapılmayan grup (2.44 MPa) vermiştir. Her 2 rezin simanın uygulandığı örneklerde; sadece frez ile pürüzlendirilen grup ile frez ile

pürüzlendirmeye ilave olarak asit uygulanan grup ve frez ile pürüzlendirmeye ek olarak lazer uygulanan gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Simanların bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; Panavia F rezin siman uygulanan örneklerdeki bağlanma dayanımı değerlerinin Multilink Sprint rezin siman uygulanan örneklerden daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant Abutmenti, Resin Siman, Yüzey İşlemleri, Bağlanma Dayanımı

ABSTRACT**Investigation of the Effect of Different Surface Processes on the Bonding Strength of Dental Implant Abutment – Resin Cement**

In this study, it was aimed to investigate comparatively the effect of different surface roughening processes which were applied to the titanium alloy (Ti-6Al-4V) samples, the most useful of the materials used in making of dental implant abutment to the bonding strength of 2 different type of resin cement.

In the study, Ti-6Al- 4V samples in the form of 10 mm thick and 12 mm diameter cylinder were used. 120 Ti-6Al- 4V samples were divided into 6 groups and there were 20 samples in each group. It was carried out different surface roughening processes to these 6 groups. These surface roughening processes were as following:

1. Group: The surfaces of the samples were roughened with the medium grain diamond bur of ceramic at the same type.
2. Group: After the surfaces of the samples had been roughened with diamond bur, they were sandblasted.
3. Group: The surfaces of the samples were roughened with diamond bur and then they were covered with silica by using Co-Jet device.
4. Group: After the surfaces of the samples were roughened with diamond bur, Er:YAG laser was applied.

5. Group: After the surfaces of the samples were roughened with diamond bur, they were roughened with 37% phosphoric acid.

6. Group: No surface process was applied to the surfaces of the samples.

After the surface roughening processes were applied, SEM (Scanning Electron Microscope) images were taken to analyze topography examination of the samples' surfaces. Half of the samples in each group roughened and not roughened was pasted with Panavia F resin cement after used Alloy Primer through the suggestions of the manufacturer. Through the suggestions of the manufacturer, half of the other groups were also pasted with Multilink Sprint resin cement without using any metal primer. After resin cements were pasted, they were waited 24 hours in water bath at 37 °C. Samples were subjected to shear test in the universal test machine to measure the bonding strength values. Values of bonding strength in the form of Newton were turned into MPa.

Acquired data was analyzed statistically by using two-way variance ANOVA. Average and standard deviations were calculated. Duncan test was used for multiple comparing.

At the end of analysis of variance; it was found that surface roughening processes and type of cement ($p < .001$) were important and meaningful statistically.

In the study, in addition to the roughening with diamond bur to the Panavia F resin cement, the group (15.96 MPa) which was roughed by using Co-Jet method has the highest value of bonding strength whereas the lowest value of bonding strength was given by the group (2.44 MPa) that was not applied any surface process and cemented by Multilink Sprint resin cement. Among the groups pasted with 2 different resin

cements, there have been no significant difference between only the groups roughened with bur used acid and roughened with bur used laser.

When the bonding strength values of 2 resin cements were compared, It was found that the values of Panavia F resin cement were higher than that of Multilink Sprint resin cement.

Key Words: Dental implant abutment, Resin Cement, Surface Processes, Bonding Strength

1 GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliği dünyası, dental implantların rutin bir şekilde uygulanmaya başlanması ile 90'lı yıllarda büyük bir değişim yaşamıştır. Bu değişim ülkemize 2000'li yıllarda ulaşmış ve büyük bir hızla yaygınlaşmıştır. Gelecekte diş hekimliğinin ne seviyede olacağı tahmin edilememekle birlikte, muhtemelen dental implantların kullanımının artacağı, köprü ve hareketli protez kullanımının ise azalacağı düşünülmektedir.¹

Dental implant: Sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere denir.^{2,3}

Dental implant abutmenti; implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesine ve/veya tutuculuğuna hizmet eden parçası için kullanılan terimdir.³ Günümüzde, siman bağlantılı, vida tutuculu ve ataşman tutuculu olmak üzere üç tip implant abutmenti kullanılır.^{4,5} Siman bağlantılı implant abutmentlerinin kullanım sıklığı diğerlerinden daha fazladır.^{6,7}

Dental implant abutmenti ile farklı simanların bağlanma dayanımının incelendiği araştırmalarda, en yüksek bağlanma dayanımını rezin simanların gösterdiği saptanmıştır.⁶⁻⁸ Dental implant abutmentleri üzerine yapılan kuronların simantasyon işleminde rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini ifade eden çalışmalar da bulunmaktadır.^{6,9}

Abutmentler ile simanların adezyonunu artırmak amacıyla farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılmaktadır.¹⁰⁻¹² Birçok çalışmada, farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılan ve farklı rezin simanlar ile yapıştırılan örnekler in vitro olarak test edilmiştir.^{6,13-15}

İn vitro testler; hayvan deneyleri ve klinik denemelerle mukayese edildiğinde hızlı, kesin ve kontrol edilebilir sonuçlar sunmaktadır.¹⁶ Materyallerle ilgili yeni çalışmaların ilk olarak klinik denemelerle yapılması etik ve yasal problemlere neden olabilmektedir. Bu problemler, in vitro testleri, test programının önemli bir parçası haline getirmektedir.¹⁷

Bu çalışma, dental implant abutmenti yapımında kullanılan materyaller arasında ilk sırayı alan titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) örneklerle uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, 2 farklı rezin simanın bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla yapılmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

Protetik diş tedavisi; hastanın ağız sağlığını, fonksiyonunu, görüntüsünü ve konforunu devam ettirmek amacı ile hastanın doğal ve/veya yer değiştirmiş veya kaybedilmiş dişlerini, komşu maksillo fasial dokularını yapay materyaller ile tedavi eden bölümdür.^{2,3,18,19} Protetik tedavi seçeneklerinden biri olan hareketli protezler, hastalar tarafından en çok şikayet edilen ve kullanım güçlüğü çekilen protez çeşitlerindendir.¹⁹⁻²³ Bu tür protezlerin kullanımı yalnızca estetik açıdan değil, çiğneme etkinliği açısından da hastayı memnun edemeyebilmektedir. Doğal dişler ile kıyaslandığında, hareketli protezlerde çiğneme fonksiyonunda görülen bariz azalma birçok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır.^{24,25} Bu azalmayı engelleyerek daha iyi çiğnemeye olanak sağlayan daha stabil ve estetik tedavi yaklaşımı arayışı dental implantların kullanımını yaygın hale getirmiştir.^{19,26-28} Böylece eksik dişlerin hareketli protezlerle tamamlanması yerine implantlar yolu ile çözümler elde edilmeye çalışılmış ve hastaların tedavisinde büyük bir devrim yaşanarak yeni bir dönem başlamıştır.²⁹

2.1 Dental implant

İmplant kelimesi, sözcük olarak Latince in = içerisine, içerisinde ve planto = ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen isimdir. İmplantasyon ise yerleştirme işlemidir. Tıpta implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir.³⁰

Dental implant sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya

üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere denir.^{2,3}

Modern implantolojinin amacı; kaybedilmiş estetik ve fonksiyonun hızlı bir şekilde kazanılmasıdır. Bu amaca ulaşabilmek için aşağıdaki işlemler yapılmalıdır;

- Uygun tedavi planı,
- Aseptik protokolün uygulanması sayesinde implant bölgesinin enfeksiyonunun ve kontaminasyonunun önlenmesi,
- Atravmatik osteotomi tekniği sayesinde implant çevresindeki kan akımının muhafaza edilmesi,
- Çiğnemeye uygun olarak şekillendirilmiş implantların fonksiyonel olarak stabil olması,
- Ağrısız ve çabuk bir şekilde normal fonksiyona geri dönebilme,
- Normal konuşmayı engellemeyen kabul edilebilir estetiğe sahip protez yapımı,
- Atravmatik oklüzyon ve plak kontrolünün sürdürülmesi.

2.1.1 Dental implantların sınıflandırılması

1. Kemikiçi implantlar,
2. Subperiostal implantlar,
3. Endodontik implantlar,
4. İntramukozal implantlar,

5. Kemik yerine konan implant materyalleri.^{5,30,31}

2.1.1.1 Kemik içi implantlar

Endosseos veya endosteal implantlar olarak da adlandırılırlar.³⁰ Üst veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, protez destek ünitesi olarak kullanılan aygıtlara kemik içi implantlar denir.³ Diş kayıpları sonucu oluşan dişsiz boşlukların rehabilitasyonu için önerilen tedavi seçenekleri arasında oldukça fazla kullanım alanına sahiptirler.³²

2.1.1.2 Subperiostal implantlar

Alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen implantlardır.³⁰ İlk olarak, 1943 yılında İsveçli diş hekimi G.S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde, periostun altına yerleştirilmiştir.³

2.1.1.3 Endodontik implantlar

Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar.³⁰ Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinden geçip, periapikal kemiğe yerleşen, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlara denir.³

2.1.1.4 İntra mukozal implantlar

Tam veya bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. İntramukozal implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar.³⁰

2.1.1.5 Kemik yerine konan implant materyalleri

Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır.³ Özellikle alt çenenin kaza sonucu

veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar.³³

Dental implantlar; tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır.²⁰

2.1.2 Dental implantlar neden uygulanmalı

İmplantlar ile yapılan tedavilere olan ihtiyacın ve bu tedavilerin kullanımlarının artmasının birçok nedeni vardır.

- Yaşam süresinin uzaması,
- Yaşa bağlı diş kaybı,
- Sabit protez uygulamaları sonucunda ortaya çıkan başarısızlıklar,
- Tam dişsizliğe bağlı olarak oluşan anatomik değişiklikler,
- Hareketli bölümlü protez uygulamaları sonucunda ortaya çıkan olumsuz durumlar,
- Diş kaybının psikolojik sonuçları ve yaşlanmakta olan popülasyonun ihtiyaçları,
- İmplant destekli protezlerle elde edilen uzun süreli olumlu sonuçlar,
- İmplant destekli protezlerin avantajları, bu nedenlerden bazılarıdır.¹¹

2.1.3 Dental implantların kontrendikasyonları

- Yaşlılık,

- Tedavi edilmemiş dişlerin mevcudiyeti,
- Ciddi mukozal lezyonların varlığı,
- Sigara, alkol ve ilaç bağımlılığı,
- Düşük kemik kalitesi,
- Radyoterapi görmüş çeneler,
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar (diabet v.b.),
- Kan hastalıkları.³⁴

2.2 İmplant destekli protezler

Bir implantı tamamlayan, onu fonksiyonel kılan ve başarıya ulaştıran o implantın üzerine yapılan protezdir.³⁰ İnsan yaşam süresinin uzaması ve yaşamındaki sosyal etkenlerin artışı ile birlikte, daha estetik ve koruyucu tedavi seçenekleri hastalar tarafından tercih edilmektedir.¹⁹ Çene kemiğine yerleştirilen bir implant, protetik apaceye destek sağlamasının yanı sıra, geride kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını da korumaktadır.³⁰

2.2.1 İmplant destekli protezlerin planlaması

İmplant destekli protezlerin, implant yapılmadan önce planlanması gerekmektedir. Bu planlamada protez; estetik, hijyenik ve biyomekanik açıdan değerlendirilmelidir. Bu konuda göz önünde bulundurulması gereken hususlar şunlardır;

- Çalışma modellerinin hazırlanıp alt-üst çene ilişkisinin incelenmesi,

- Üst yapının estetiği ve biyomekaniği açısından implant yerlerinin ve pozisyonlarının belirlenmesinde kullanılacak radyolojik ve cerrahi splintlerin hazırlanması,
- Uygun protez tipinin belirlenmesi,
- Belirlenen protez tipine uygun abutment ve ara parçaların fonksiyon ve estetik açıdan değerlendirilmesi,
- İmplant yerlerinin hatasız olarak ana modele transferi,
- Uygun oklüzal ilişkinin tasarlanması,
- Hastaların estetik ve konuşma fonksiyonlarını düzenleyecek geçici protezlerin hazırlanması.³⁵

2.2.2 İmplant destekli protezlerin avantajları

- Alveol kemiğinin korunması,
- Oklüzal dikey boyutun restore edilmesi ve korunması,
- Yüz estetiğinin korunması,
- Estetiğin geliştirilmesi,
- Fonasyonun geliştirilmesi,
- Oklüzyonun geliştirilmesi,
- Oral propriosepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
- Protetik başarının artması,

- Geliştirilmiş çiğneme etkinliği ve çiğneme kasları ile fasiyal görünümün korunması,
- Protez boyutunun azaltılması,
- Hareketli protezin yerine sabit protezin yapılabilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi,
- Komşu dişlerde preparasyon yapma gereksinimini ortadan kaldırması,
- Psikolojik sağlığın korunması.^{11,19}

2.2.3 İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması implant destekli protez uygulamalarında çeşitlilik oluşturmuştur. Üretici firmalar, protez uygulamalarında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önüne alarak, implant destekli protez yapımında çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir. Gerek firmaların gerek protetik diş tedavisi uzmanlarının uyguladıkları ve geliştirdikleri protetik parçalara ve protezlere değişik isimler verilmesi de bir terim kargaşasına sebep olmuştur. Protez uygulamalarının farklılık göstermesi, değişik isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant destekli protezlerde bir sınıflama yapılması ihtiyacını ortaya çıkarmıştır.^{35,36} İmplant destekli protezler, şu şekilde sınıflandırılabilirler:

P1: Normal diş boyutlarında implant destekli sabit protez,

P2: Normalden daha hiperkonturlu implant destekli sabit protez,

P3: Dikey yönde hem diş, hem de dişeti restorasyonu şeklinde implant destekli sabit protez,

P4: Hem önde hem arkada implant destekli hareketli protez,

P5: Sadece önde implant destekli hareketli protez.^{11,19,30}

2.3 Dental İmplant materyallerinde aranılan özellikler

- Organizmaya zarar vermemelidir,
- Mekanik olarak dayanıklı olmalıdır,
- Fonksiyonel ve estetik olmalıdır,
- Hijyenik olmalıdır,
- Sterilizasyon ve manipulasyon bakımından çalışma kolaylığı getirmelidir,
- Ekonomik olmalıdır.³⁰

2.4 Dental implantın komponentleri

Misch ve Misch, 1992 yılında kemik içi implantlar için genel bir dil oluşturmuşlardır. Bu dil restorasyonun yerleştirilme kronolojisine göre sunulmuştur. Terminolojiyi formüle ederken Amerika Birleşik Devletleri'nde en yaygın olarak kullanılan 5 implant sistemi referans alınmıştır. Buna göre bir dental implantın komponentleri şunlardır;⁵

- Protez vidası

Abutmentin içinden geçerek implant gövdesine sıkıca oturan ince vida şeklindedir.¹¹

- Protetik koping

İnce bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için implant abutmentine uyacak şekilde şekillendirilmiştir.¹¹

- Analog

Herhangi bir şeyin aynı veya benzeri anlamına gelmektedir. İmplant analogu, implant gövdesinin veya abutmentin retatif kısmının ana modele kopyalanmasında kullanılmaktadır.¹¹

- a. İmplant gövdesi analogu

- b. Abutment analogu

- Transfer koping

Ölçü içerisindeki analogun konumlandırılmasında kullanılmaktadır. Hem implant gövdesi transfer kopingi hem de abutment transfer kopingi olarak implantı ana modele aktarmaktadır.¹¹

- a. Endirekt transfer koping

- b. Direkt transfer koping

- Abutment

- İmplant gövdesi^{5,11}

2.4.1 Dental implant abutmenti

Dental implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesine ve/veya tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir.³

1992 yılında yayınlanan bir makalede 16 farklı implant tasarımı, 64 den fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir.³⁷ 2000’li yıllarda, ABD implant pazarındaki dramatik artış diğer firmaların ortadan kalkmasına veya isim değişikliğine yol açmıştır. Şirketler aynı kalsa bile implant serilerindeki ve komponentlerdeki değişiklikler de konuyu daha da zorlaştırmıştır.¹¹ 2000 yılında yayınlanan bir makalede, meslekte değişik materyallerden hazırlanmış değişik boyutlara, çaplara, uzunluklara, yüzeylere ve bağlantılara sahip 1300 implant ve 1500 abutment olduğu ortaya çıkarılmıştır.³⁸ Bu nedenle daha yaygın bir dilin kullanımı gerekmiştir. Farmakolojide çok çeşitli farmasötik komponenti özel isimleriyle listeleminin neredeyse imkânsız olması, ancak belli kategoriler altında sıralanabilmesi gibi, implant komponentleri de geniş uygulama ve endikasyon kategorileri altında sınıflanabilmektedir. Hekim de belli bir komponent kategorisini tanıyabilmeli, endikasyon ve sınırlarını bilmelidir.¹¹

2.4.1.1 İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır. İmplant abutmentleri üç ana grupta toplanır:^{4,5}

1. Siman bağlantılı implant abutmentleri
2. Vida tutuculu implant abutmentleri
3. Ataşman tutuculu implant abutmentleri

2.4.1.1.1 Siman bağlantılı implant abutmentleri

Bu tip abutmentler estetiğin ön planda olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm. den daha az derinlikte ise simante tip abutment tercih edilir.³⁹

2.4.1.1.1.1 Siman bağlantılı implant abutmentlerinin avantajları

- Estetik açıdan daha avantajlıdır,
- Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Oklüzal uyum daha kolay elde edilir,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerin yapımına benzer,
- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyonlar çok kolay yapılır.^{4,34}

2.4.1.1.1.2 Siman bağlantılı implant abutmentlerinin dezavantajları

- Simantasyondan sonra çıkarılması çok zordur,
- Dişetinin altına siman fazlasının kaçma riski vardır.^{4,34}

2.4.1.1.1.3 Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması

- Standart abutmentler,
- Uyumlandırılmış abutmentler,

- Tamamen kişisel abutmentler,
- Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentler,
- Seramik abutmentler.³⁴

2.4.1.1.1.3.1 Standart abutmentler

Önceden hazırlanmış abutmente sahip implant tiplerinin çoğu titanyumdan yapılır. Standart abutmentler genelde iki parçadan oluşur. Bu iki parça implantın baş kısmına yerleşen abutment ve abutmentten ayrı olarak titanyum veya altın alaşımından yapılmış bir vidadan oluşur.³⁴

Standart abutmentlerin avantajları

- Uygulanması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri çok vakit almaz,
- Kuren için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlanır.³⁴

Standart abutmentlerin dezavantajları

- Kuren kenarları ile dişeti uyumu iyi değildir,
- Bilhassa labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyarılama yapılamayabilir.³⁴

2.4.1.1.1.3.2 Uyumlandırılmış Abutmentler

Standart abutmentlere benzer bir implant bağlantısına sahiptirler. Çeşitli çap ve büyüklükte abutmentler mevcuttur. Bu abutmentler diş hekimi veya diş teknisyeni

tarafından yüksek hızda dönen aletler ile klasik kuron kesimine benzer bir şekilde hazırlanırlar.³⁴

Uyumlandırılmış abutmentlerin avantajları

- Bu teknik açısal değişikliklerden kaynaklanan pek çok problemle başa çıkabilmektedir,
- Estetik bir yumuşak doku şekillenmesine izin verir.³⁴

Uyumlandırılmış abutmentlerin dezavantajları

- Laboratuvar işlemleri daha uzundur,
- İkinci bir ölçü alma işlemi gerektirebilir,
- Kuronun abutmente tutunması daha az kabul edilebilir.³⁴

2.4.1.1.1.3.3 Tamamen kişisel abutmentler

Bu abutmentler uyumlandırılmış abutmentler ile aynı özellikleri paylaşmalarına karşın implant pozisyonlanmasına daha fazla izin verirler. Tamamen kişisel abutmentler, model üzerinde mumdan biçimlendirilmesi yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşımı ile döküm yapılarak elde edilirler.³⁴

2.4.1.1.1.3.4 Bilgisayar desteği ile üretilen abutmentler

Çalışma modeli tarayıcıdan geçirilir. Özel bilgisayar programlarına istenilen restorasyonun açısı ve implant pozisyonunun bilgileri girilir. İdeal abutment şekli ve görüntüsü üç boyutlu olarak elde edilir. Bu bilgiler titanyumdan abutmentin üretildiği özel bir merkeze gönderilir ve abutment elde edilir. Üretilen abutment uyumlandırılmış abutmente benzer özellikler gösterir. Maliyeti çok yüksektir.³⁴

2.4.1.1.1.3.5 Seramik abutmentler

Esas olarak uyumlandırılmış abutmentlere benzerler. Dental seramikten elde edilirler. Estetik restorasyonlar oldukları için üzerlerine tam seramik kuron yapılmalıdır.³⁴

2.4.1.1.2 Vida tutuculu implant abutmentleri

Bu tip abutmentler daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu abutment tercih edilir.³⁹

2.4.1.1.2.1 Vida tutuculu implant abutmentlerinin avantajları

- Protez çok kolay çıkarılır,
- Protez prefabrike bir abutmente vidalanır,
- Simana gerek yoktur.⁴

2.4.1.1.2.2 Vida tutuculu implant abutmentlerinin dezavantajları

- Oklüzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- Oklüzal morfoloji değişir,
- Oklüzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,

- Küçük oklüzal tablalı porselen kuronlarda veya vida oklüzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- Vida kaybolabilir.^{4,34}

2.4.1.1.3 Ataşman tutuculu implant abutmentleri

Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen abutment çeşididir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur.⁵ Son zamanlarda locator abutmentlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır ve topuz başlı abutmentlerin yerine kullanılan popüler bir alternatiftir.⁴⁰

İmplant abutmentleri implant gövdesi ve abutment arasındaki aksiyel ilişkiye göre **düz** ve **açılı** olarak da sınıflandırılabilir.¹⁹

2.4.1.2 İmplant abutmenti seçiminde dikkat edilmesi gerekenler

- İmplant sadece uzun eksen yönünde yüklenmelidir,
- İmplantın en üst noktası ile dişetin tepe noktası arasındaki mesafe dişeti kalınlığını gösterir. Abutment buna uygun olarak seçilir,
- Standart düz abutmentin uzunluğu antagonist diş ile implantın arasındaki dikey boyuta göre belirlenir,
- Açılı abutmentlerin açı derecesi ve abutmentlerin hangi yönde implanta vidalanacağı konusundaki karar, implantların ve doğal diş dizisinin uzun eksenlerinin yönlerine göre tayin edilir.³⁵

2.4.1.3 İmplant abutmenti yapım materyalleri

İmplantların yapımında kullanılan materyallere baktığımızda, literatürdeki ilk implant materyali olarak Maya uygarlığı döneminde deniz hayvanlarının kabuğunun yapısında büyük oranda bulunan hidroksilapatit karşımıza çıkmaktadır. Modern implantolojide geçmişten günümüze kadar kullanılan ve kullanılmakta olan materyaller karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon ve seramik gibi materyallerdir. Bugün ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu kabul edilmektedir.³⁰

Metaller saf halde tek bir elementten ibarettir. Özelliklerini geliştirmek için metale başka elementler ilave edilir. Bu şekilde iki ya da daha fazla metalin birleşimi ile oluşan metal karışımına alaşım adı verilir. Diş hekimliğinde saf metal kullanımı sınırlıdır. İlk kullanılan metal saf altındır. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha iyi, korozyona dirençli ve daha ekonomik olan dental alaşımlar tercih edilmeye başlanmıştır.⁴¹

Dental alaşımlar genellikle kompozisyonlarına göre tarif edilirler. Kompozisyon iki yolla belirtilebilir;⁴²

1. **Elementlerin ağırlık yüzdesi (wt %):** Genellikle alaşımların kompozisyonunu tarif etmek için, alaşım üreticileri ve standartların belirleyici kurumları tarafından kullanılır.
2. **Elementlerin atomik yüzdesi (at %):** Her bir elementin atom numaralarının yüzdesidir. Biyolojik özelliklerin daha iyi anlaşılması için kullanılır.

Alaşımları tarif etmenin diğer bir yolu da faz yapısıdır. Fazlar; alaşım içindeki aynı kompozisyon ve kristal yapısına sahip olan alanlardır. Tek fazlı alaşımlar yapılarının her yerinde benzer kompozisyona sahiptir. Çok fazlı alaşımlar içindeki elementler bazı

alanlarda diğer alanlardan farklı kompozisyonlarla birleşirler. Alaşımın faz yapısı, korozyon özellikleri ve biyouyumluluğu için kritik bir özelliktir.⁴³ Tek fazlı alaşımlar biyouyumlulukları nedeniyle tercih edilmelidirler.⁴¹ Dental alaşımlar metalürjik olarak daha komplekstir ve altın, palladyum, gümüş, nikel, kobalt veya titanyum esaslı olabilirler.⁴¹

2.4.1.3.1 Titanyum ve alaşımları

Titanyum, 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından keşfedilmiştir.⁴⁴ Gregor, bulduğu bu yapıya Menachin adını vermiştir. Klaproth, 3 yıl sonra çok geniş bir şekilde dağılmış TiO_2 'i bulmuş ve bu metale mitolojik titanlardan esinlenerek, gökyüzünün ve yeryüzünün oğulları anlamına gelen titan adını vermiştir.⁴⁵

Titanyumun üretimi % 98' lik konsantrasyonla başlar. Karbon ilavesi ve klorlama ile ekzotermal reaksiyon sonucu $TiCl_4$ elde edilir. Bunu takip eden damıtma işlemi ile demir, vanadyum, silisyum gibi yan ürünler oluşur. Asal gaz atmosferi altında çelik bir reaktörde $TiCl_4$ magnezyum ya da sodyum ile indirgenir. Bu sırada meydana gelen ekzotermal reaksiyon sonucu titan süngeri denilen metalik titanyum açığa çıkar. Titan süngeri küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrotlara bağlanır. Vakumlu fırında eritilir. Kalitesinin yüksek olması için eritme işlemi en az iki kez tekrarlanır. Elde edilen titanyum blokları sıcak, soğuk değişim işlemleri ile levha, çubuk, tel, blok gibi formlara dönüştürülür.^{46,47}

Titanyum ve alaşımları elastiklik modülleri açısından soy metal alaşımlarıyla uyum gösterirler. Maliyetinin nispeten düşük ve kolay bulunabilir olması titanyumu dental implant gibi bazı uygulamalarda vazgeçilmez hale getirmiştir. Titanyum metali son derece reaktiftir ve oksijene yüksek afinitesi vardır. Yeni tornalanmış metal yüzeyi

hava veya nem ile temasa geçtiği zaman, çok hızlı bir şekilde yüzeyde oksit film tabakası oluşur. Çoğu sulu ortamdaki oksit tipik olarak TiO_2 'dir, ancak Ti_2O_3 ve TiO de bulunabilir. Doğal olarak oluşan film 10 nm kalınlıkta olur ve göz ile görülemez, fakat kimyasal olarak çok dirençlidir. Bu ince yüzey oksiti, hidrojene karşı da etkili bir bariyer oluşturur. Bir katot olarak titanyum, sulu bir elektrolitte iyonların elektrokimyasal redüksiyonuna izin verir ve sulu ortamdaki pasif oksit film tabakası nedeniyle anodik akıma karşı yüksek direnç oluşur.⁴⁸ Titanyumun oksit tabakasını en çok hidroflorik asit bozar.⁴⁹ Titanyum, olağanüstü biyouyumlu metal olarak, alerjik reaksiyonlara neden olmaz ve göreceli olarak radyolusent özelliğe sahip bir elementtir. Ayrıca çekme dayanıklılığı, sertlik, elastiklik modülü ve ısı geçirgenliği açısından çok iyi mekanik özelliklere sahiptir.⁴⁸

Dental restorasyonlarda titanyumun kullanımında bazı zorluklar vardır. Bunlar; dökümünün özel döküm makineleri gerektirmesi, laboratuvar işlemlerinin zor olması ve yüzeyinin çok sert olması şeklinde sayılabilir.⁵⁰ Titanyumun dökümündeki ana problem düzen dışı aktifleşmedir. Titanyum oksijen, nitrojen, hidrojen ve bazı elementlerle reaksiyona girer. Bu nedenle vakum altında özel döküm gerektirir. Titanyum ve alaşımları yüksek vakum altında ya da saf gaz atmosferinde dökülür.^{28,51} Yüksek florür ve düşük pH varlığı titanyumun çözünürlüğünü artırır.⁵² Klorik tuz solüsyonlarına, nitrik asit ve kromik asit gibi oksitleyici asitlere karşı fazla direnç gösterir. Okside edici organik asitlere ve laktik asite karşı da dirençlidir. Hidroklorik, sülfürik ve fosforik asitin indirgemesi ile zarar görür.⁴⁹ Alaşımların kendine has özelliklerinden birisi de pasifleşme potansiyelidir. Hızlı ve kararlı pasifleşme gösteren alaşımlarda, uygun korozyon davranışı ile düşük iyon salınımı meydana gelmektedir. Titanyum ve titanyum alaşımlarının pasifleşme potansiyelleri çok yüksektir. Bu nedenle titanyum ve titanyum

alaşımları genel olarak oyuklanma korozyonuna dirençlidir. Titanyumda en çok görülen korozyon çeşidi klorit solüsyonundaki yarık korozyonudur. Ancak yarık korozyonu bromid, iyodid ve sülfat solüsyonlarında da görülür.^{49,53}

Genellikle titanyumum pasif olmadığı yerlerdeki, yani indirgeyici ortamlar dışındaki benzer olmayan metallerle eşleştirilmesi, titanyumun korozyonunu hızlandırmaz. Bu koşullar altında alüminyuma benzer bir potansiyel gösterir. Daha soy bir metalle eşleştiğinde ise hızlanmış korozyona maruz kalır.⁴⁹

Diş hekimliğinde Ti-6Al-4V ve saf titanyum (CpTi) olmak üzere iki farklı titanyum türevi kullanılmaktadır.⁴⁴ Bunlara döküm ve soğuk şekillendirilen titanyum alaşımları da eklenebilir. Farklı titanyum türlerinin üretim şekilleri, bileşimleri, yapıları ve özellikleri birbirinden tamamen farklıdır.^{42,44,47,54}

2.4.1.3.1.1 Saf Titanyum (Commercially Pure Titanium- CpTi)

Alaşım halde bulunmayan CpTi, oksijen ve demir içeriğine göre Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olmak üzere 4 farklı şekilde bulunabilir⁵⁵ (Tablo 2.1).

Tablo 2.1: CpTi' nin kimyasal bileşimi (% Ağırlık).

Element	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Nitrojen (Max.)	0.013	0.03	0.05	0.05
Karbon (Max.)	0.10	0.10	0.10	0.10
Hidrojen (Max.)	0.01	0.01	0.01	0.01
Demir (Max.)	0.20	0.30	0.30	0.50
Oksijen (Max.)	0.18	0.25	0.35	0.40
Titanyum(Max.)	99.48	99.31	99.19	98.94

CpTi, % 0.18–0.40 oranında oksijen içermektedir.⁵⁵ Oksijen solüsyondaki metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler, altıgen yapılı α fazında, kübik formulu β -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürür ve α -fazının stabilizasyonuna yardım ederler. Molibden, kobalt, nikel, niyobyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan β stabilizörleridir. α - stabilizörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın β stabilizörleri düşürmektedir. β fazlı titanyum alaşımları α - fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılgandır.^{44,56}

2.4.1.3.1.2 Ti-6Al-4V

Titanyuma ilave edilen az miktardaki alüminyum ve vanadyum alaışımın direncini CpTi' ye göre oldukça artırmaktadır. Alüminyum, α - stabilizörü olarak görev yaparken, vanadyum, β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesi ile dönüşüm baskılanır ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Bu nedenle Ti-6Al-4V, α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay elde edilebilir olması, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında halen daha en yaygın olarak kullanılan biyomateriyallerdir.^{44,57,58}

2.4.1.3.1.2.1 Ti-6Al-4V'un implant materyali olarak tercih edilmesinin nedeni

Titanyum, 1950'li yılların başlarında havacılık endüstrisinde düşük yoğunluğu, yüksek gerilme direnci (~ 500 MPa) ve yüksek ısılara dayanabilme özelliği nedeniyle "muhteşem metal" olarak sıklıkla kullanılmıştır. O yıllarda titanyumun, modern diş hekimliğinin ve medikal uygulamaların en önemli metali olarak kullanılabileceği belki de düşünülmemiştir.⁴⁴

Titanyumun mekanik özellikleri uygundur ve biyouyumluluğu mükemmeldir. Elastiklik modülü diğer implant materyallerine göre kemiğin elastiklik modülüne daha yakındır, dolayısıyla kemik implant ara yüzeyinde kuvvet dağılımı daha düzenli olur.³⁰

Titanyum implantlar termodinamik olarak stabil olsa da az miktarda iyon salınımı olur. Günümüzde implant uygulamalarında genellikle Ti-6Al-4V alaşımı kullanılmaktadır. Korozyon sonucu salınan titanyumun gıda ile alınan titanyum değerlerinin çok altında kaldığı bilinmektedir.⁵³ Titanyum, mekanik olarak titanyum alaşımlarından daha kolay bükülür. Normal kök formu işlenmiş titanyum implantlar, kompakt kemikten yaklaşık olarak 1.5 kat, işlenmiş Ti-6Al-4V alaşımı implantlar ise 6 kat daha sağlam olduğundan daha ince kesitteki tasarımlara imkan verirler.²⁸

Ti-6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması Tablo 2.2'de gösterilmiştir. CpTi'nin elastiklik modülü 110 GPa'dır. Ti-6Al-4V'nun elastiklik modülü ise 85 ile 115 GPa arasındadır. Bu değerler elastiklik modülü 17–28 GPa olan kemiğe göre oldukça yüksektir.⁴⁴

Tablo 2.2 : Ti- 6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması.

Özellik	Titanyum	Ti-6Al-4V
Yoğunluk(gr/cm ³)	4.5	4.5
Döküm sıcaklığı (°C)	1700	1700
Tensile stres (MPa)	520	1000
Oransal sınır (MPa)	350	920
Elastiklik Modülü(GPa)	110	85–115
Sertlik (VHN)	200	–
Esneklik (%)	20	14

2.4.1.3.1.3 *Titanyumun biyouyumluluğu (biyokompatibilite):*

Biyokompatibilite, inorganik bir materyalin spesifik bir uygulamada uygun bir konak yanıtı oluşturma yeteneği, başka bir deyişle materyalin implante edildiği organizma ile biyolojik uyumluluğudur.³⁰ İnorganik materyali oluşturan moleküllerin yapısı, tabiattaki organik yapının temelini oluşturan karbon molekülünün yapısına ne kadar yakınsa o materyalin vücut tarafından kabul edilebilirliği o oranda yüksektir. Daha açık bir ifade ile karbona benzer elektronik yapı göstermesi, yani atomundaki elektron düzeni ve özelliklerinin karbona yakın olması, o materyalin vücut tarafından kabulünü kolaylaştırmaktadır. Biyouyumluluk için, benzer elektronik yapının yanı sıra, materyalin fiziksel ve kimyasal etkilere karşı dayanıklılığı da önemli olduğundan bu özellik tek başına yeterli olmamakta, materyalin korozyon direnci ön plana çıkmaktadır.³⁰

Korozyon: Çevrenin kimyasal veya elektrokimyasal etkisi ile metal veya alaşımlarının bölgesel ya da total anlamda yıkıma uğramalarına ya da özelliklerinde istenmeyen değişikliklerin meydana gelmesine denir.^{59,60} Bir materyalin elektriksel etki ile korozyona uğraması o materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ile yani o materyalden elektron koparabilmek için gereken minimum enerji miktarı ile ilgilidir. Materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ne kadar fazla ise korozyona karşı direnci o kadar fazladır. Bu durum aynı zamanda materyalin inertliğini yani kimyasal olarak etkisizliğini ifade eder.³⁰

Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların salınması gibi ciddi problemler oluşturmaktadır. Hem CpTi hem de Ti-6Al-4V, korozyon direnci oldukça yüksek materyallerdir. Yüksek korozyon direnci, yüzeyde oluşan yaklaşık 10 nm kalınlıktaki oksit tabakasına (TiO₂)

bağlıdır. Bu tabaka titanyumu, asit ataklarına, kimyasal ve ısı etkilere karşı korumaktadır. Bu film tabakası herhangi bir şekilde hasar görecektse ortama bulunan eser miktardaki su veya oksijen ile çok kısa sürede yeniden oluşabilmektedir. Kalıcı hasarların ortaya çıkması ağızda bulunmayan oldukça yüksek elementlerin varlığına bağlıdır. Korozyon ile ilgili biyolojik ortamda yapılan çalışmalar, titanyumun korozyon direncinin oldukça fazla olduğunu göstermiştir.^{44,61}

Ağız ortamında tükürük içerisinde, bir metal diğer bir bölgede bulunan metalin sebep olduğu pil etkisi nedeniyle korozyona uğrayabilir. Titanyum günümüzde, biyouyumluluğu ve fiziksel özellikleri nedeniyle dental implant üretiminde en çok tercih edilen materyaldir. İnert olması, korozyona uğramaması ve moleküler elektronik yapı gibi özellikleri biyouyumlu olmasına, özgül ağırlık, elastikiyet ve kırılmaya dayanıklılık gibi özellikleri ise fiziksel özelliklerindeki yeterliliğe sebep olmaktadır.³⁰

Titanyumun biyouyumluluğu; titanyum yüzeylere doku cevabının çok iyi olmasına ve titanyuma alerjik reaksiyonların gelişmemesine bağlanabilir. Titanyum, bu özelliğinden dolayı birçok merhem ve kozmetik ürününün yapımında esas malzeme olarak kullanılmaktadır.⁶² Titanyumun dayanıklılığı, yakın alanlı altıgen kristal kafes şekline ve kristolografik oryantasyonuna bağlıdır.⁶³

Titanyum ve alaşımlarının biyouyumluluğu implant uygulamaları ile de kanıtlanmıştır. Titanyum; biyouyumu, üstün fiziksel ve mekanik özellikleri ve düşük ağırlığı ile restoratif bir materyal olarak araştırmacıların ilgi odağı haline gelmiştir. Yüzeyde oluşan aşırı oksit formasyonu titanyuma bağlanmayı zorlaştırmaktadır. Literatürlerde, titanyuma bağlantının artırılması ve metal yüzeyinin artıklardan arındırılabilmesi için farklı yüzey işlemleri önerilmektedir. Yüzey işlemleri; yüzey

pürüzlülüğünün artması ve/veya yüzey kimyasının değişmesi ile metal yüzeyini değiştirerek bağlantı dayanıklılığını arttırmaktadır.⁴⁶

2.5 Adezyon

İki dental materyalin fizikokimyasal olarak yapışmasını ifade eden adezyon kavramı diş hekimliğinde büyük önem taşır. Adezyon, birbiriyle sıkı temasa getirilen iki cismin yapışmasına neden olan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğerinin moleküllerine doğru çekilir ve yapışır. Bu çekim kuvveti farklı moleküller arasında ise adezyon, aynı tür moleküller arasında ise kohezyon olarak tanımlanır. Dental uygulamalarda adezyon 2 kısımda incelenebilir. Bunlardan biri mine dentin veya sement gibi dental dokulara adezyon, diğeri ise restoratif materyallere olan adezyondur.⁶⁴

Adeziv tekniklerdeki gelişmeler sayesinde simanın dişe bağlanması konusundaki problemler en aza indirgenmiştir. Ancak çeşitli restoratif materyaller ve rezinler arasındaki adezyonu arttırmaya yönelik araştırmalara rağmen yapışmama veya kırıklarda adeziv ve/veya koheziv başarısızlıklar görülmektedir.⁶⁴

2.5.1 Metal-rezin siman bağlantısı

- Metalin ve rezin simanın termal genleşme katsayılarının uyumu,
- Metal yüzey alanının genişliği ve pürüzlülük derecesi,
- Metal alt yapı üzerindeki retatif elemanların şekli ve büyüklüğü,
- Rezin simanın polimerizasyon büzülme miktarı,
- Metal yüzeyinin rezin siman tarafından ıslanabilirliğinin fazla olması,

- Özel adeziv yapıştırıcıların kullanılması,
- Metal yüzeyinin kontaminasyonu ve nemi⁶⁴ gibi faktörlerden etkilenmektedir.

Metal alaşımlar ile rezin simanın uygun bağlantısı için farklı metotlar geliştirilmiştir. Günümüzde de geçerliliğini koruyan, metal alaşımları ile rezin siman bağlanma mekanizması üç ana sistem üzerine kurulmuştur. Bu bağlantı mekanizmaları sırasıyla şu şekildedir: ⁶⁵

1. Makro-mekanik (pozitif) retansiyon yöntemleri
2. Mikro-mekanik (negatif) retansiyon yöntemleri
3. Kimyasal adezyon + mikro-mekanik retansiyon kombinasyonları

2.5.1.1 Makro-mekanik retansiyon yöntemleri

Klasik yöntemlerde, metal-rezin arasındaki bağlantı, metal altyapıda yer alan çeşitli elemanlar ile sağlanmaktadır. Makro-mekanik tutuculuk sağlayan yapılar şunlardır:

- Retansiyon boncukları,
- Küresel toz retansiyonu,
- Ağ şeklinde tutucu yüzey,
- Çivi başlı retansiyon ve çengeller,
- Delikli retansiyon yüzeyi. ^{13,66-69}

Mekanik bağlantının en önemli problemi, mikro aralık oluştuğundan dolayı ağız sıvılarının metal-rezin ara yüzeyine sızmasıdır. Bu da mikroorganizma ve besin retansiyonuna, renk bozukluklarına, kötü kokulara ve dolayısıyla restorasyonun başarısızlığına sebep olmaktadır.^{13,66-69}

Mekanik bağlantıdaki bu olumsuz durumlardan dolayı metal yüzeylere bağlantıyı artırmak için mikro-mekanik ve kimyasal içerikli yeni yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler kombine de kullanılabilir.^{67,68}

2.5.1.2 Mikro-mekanik retansiyon yöntemleri

Mikro-mekanik teknikler; elektrolitik asitleme, jel asitleme ve kumlama yöntemlerini içerir. Mikro-mekanik retansiyonun artışı; yüzey alanının, ıslanabilirliğin ve serbest yüzey enerjisinin artmasına bağlıdır.¹³

Makro-mekanik retansiyonu sağlayan komponentlerin sebep olduğu olumsuz durumlar, çalışmaların mikro-mekanik retansiyon yöntemleri üzerine yoğunlaşmasına yol açmıştır. Metal-rezin bağlantısını kuvvetlendirmek için; kumlama, kimyasal pürüzlendirme, elektrolitik yöntem ve asitleme gibi metal yüzeyine yönelik çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.^{65,70}

2.5.1.3 Kimyasal + mikro-mekanik retansiyon kombinasyonları

Bu yöntemin avantajı, metal-rezin bağlantısının gerekli olduğu sistemlerde hacimli yapıların kullanımına gerek duyulmamasıdır. Yani çok küçük hacimli yüzeylerde bile gerekli retansiyon sağlanabilmektedir.⁶⁴

Metal ve rezin siman arasında kimyasal bir bağ oluşmaması durumunda metal-rezin birleşim yerinde kenar sızıntısı ve renklenmeye neden olan bir mikro aralık oluşur.^{13,66-69}

2.6 Yüzey pürüzlendirme yöntemleri

Restorasyonun yapışma yüzeyine simanın yeterli adezyonunu sağlamak amacıyla farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler;

- Asitle pürüzlendirme,
- Aluminyum oksit ile kumlama,
- Elmas döner aletler ile pürüzlendirme,
- Lazerle pürüzlendirme ve bunların kombinasyonları şeklinde özetlenebilir.⁷¹⁻⁷³

2.6.1 Elmas frezler ile pürüzlendirme

Titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımlarının yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden biride elmas frezler ile pürüzlendirilmiştir.⁷⁴ Elmas frezler ile pürüzlendirilen titanyum ve Ti-6Al-4V örneklerin yüzey pürüzlülüğü artmakta, dolayısıyla rezin siman ile titanyum ve Ti-6Al-4V bağlanması güçlenmektedir.⁷⁵

2.6.2 Asitle pürüzlendirme

Titanyum ve titanyum alaşımların yüzeyinde çok ince bir oksit tabakası vardır. Çok az sayıdaki asit bu oksit tabakası ile reaksiyona girer. Hidroklorik asit (HCl), sülfirik asit (H₂SO₄) ve hidroflorik asit (HF) titanyum ve titanyum alaşımlarıyla (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-17Nb) oda sıcaklığında hızla reaksiyona girmektedir.⁷⁵ Fosforik asitle (H₃PO₄) etkileşimi daha azdır.¹²

Titanyum ve titanyum alaşımlarının kimyasal analizinde metali çözmede, metalurjik çalışmalarda metal yüzeyinde makro ve mikro düzeyde çukurcuk oluşturmada titanyumla en hızlı reaksiyona giren flor kullanılır. Titanyumun flor içeren ajanlarla uzun süre muamele edilmesinin oksit tabakası açısından sakıncalı olduğu belirtilmiştir.⁷⁶

Araştırmacılar pürüzlendirilen yüzeydeki kristalin artıklarının uzaklaştırılmasında suyun yetersiz kaldığını ifade etmişler, ultrasonik temizleyicilerin kullanılması gerektiğine dikkat çekmişlerdir.⁷⁷

2.6.3 Kumlama yöntemi ile pürüzlendirme

Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı materyaller, metalin yüzeyinden uzaklaştırılarak rezin ile metal arasındaki tutuculuk artırılır. Seramik veya metal yüzeye alüminyum oksit uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan temizlenmiş pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Bu konuda yapılan araştırmalarda en fazla 50 µm veya 110 µm Al₂O₃, 2.5 veya 2.8 atmosfer basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanmıştır.⁷⁸

Al₂O₃ içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda, belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşmasına veya birikim yapmasına bağlı olarak karmaşık reaksiyonların olduğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir. Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunluğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için, kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği vurgulanmaktadır.⁷⁹

Kumlama işleminin başarısı sadece uygulamanın niteliğine değil, aynı zamanda kullanılan metalin tipine de bağlıdır. Soy metallerde daha yumuşak, soy olmayan

metallerde daha keskin hatlı çukurcuklar oluşmaktadır. Kumlamanın dışındaki mikro-mekanik tekniklerin birçoğu pahalı düzenekler ve hassas teknik gerektirir ve zararlı kimyasallar içerir. Kumlama tekniğinin bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Kumlama ile alaşım yüzeyi temizlenmekte ve yüzey alanı artmaktadır. Tüm bu işlemler sonucunda metal yüzeyinin ıslanabilirliğinde de artış gözlenmektedir.¹³

2.6.4 Co-Jet ile pürüzlendirme

Co-Jet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve bir silandan oluşmaktadır. Silisilik asit içeren 30 µm'luk Al_2O_3 kum partikülleri 90°' lik açıyla, 2.5 atmosfer basınç altında, 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikro-mekanik tutuculuk elde edilmekte, hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır.⁸⁰

2.6.5 Lazer ile pürüzlendirme

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG (erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet) lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırıldığı ve bunun rezin simanların bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çok sayıda araştırma yapılmıştır.^{10,72,81,82}

2.6.5.1 Diş hekimliğinde lazer

Lazer (laser), İngilizce de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ifadesinin baş harflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde ediliş teorisini tanımlamaktadır. Lazer ışığı elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile diğer ışıklardan

ayrılır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması şeklinde özetlenebilir. Tüm bu özelliklerin getirdiği sonuç ise güçlü ve kontrol edilebilir bir ışık olmasıdır. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılanların esas özelliği ise tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olur. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazer ışığının rengi elde edildiği maddeye bağlıdır ve lazerler elde edildikleri bu maddelerin adlarıyla anılırlar.⁸³

2.6.5.2 Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları

2.6.5.2.1 Yumuşak doku lazerleri (Karbondioksit, Nd:YAG, Argon ve Diyot lazerler)

Yumuşak doku lazerleri her türlü yumuşak doku kesimi, kanın koagülasyonu, kanal içi veya dişeti cebinin dezenfeksiyonu amacıyla kullanılabilir. Tarihsel gelişim sürecinde en eski yumuşak doku lazerleri karbondioksit lazerlerdir. FDA (Food and Drug Administration) tarafından da kullanımı onaylanan bu ilk dental lazerler gingivektomi, frenektomi gibi yumuşak doku cerrahi operasyonlarında başarı ile kullanılmışlardır.⁸⁴

Nd:YAG (Neodymium- doped yttrium aluminium garnet)lazerler 1983 yılında geliştirilmiştir. Nd:YAG lazerlerde bir fiberoptik iletim sistemi kullanılır ve ıslak dokulara karbondioksit lazerlerden daha kolay penetre olurlar. Kompozit ile dentinin bağlanma dayanımı üzerine Nd:YAG lazerlerin etkisini inceleyen çalışmalar yapılmış, bu lazerlerin sert doku uygulamaları için yeterli olmadığı görülmüştür.^{85,86}

Argon lazerler ise yumuşak doku işlemlerinde kullanılabilecekleri gibi ışıkla aktive olan materyallerin polimerizasyonunda da kullanılırlar.^{87,88}

1990'lı yılların sonlarında geliştirilen yüksek güçlü diyet lazerlerin pazara girmesiyle diğer tüm cerrahi bölümlerde olduğu gibi diş hekimliğinde de yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen lazer tipi diyet lazerler olmuştur. Yarı iletken diyet lazerler, karbondioksit ve Nd:YAG lazerler ile yapılan tüm yumuşak doku işlemlerini yapar. Ayrıca renklenmiş dişlerin beyazlatma işleminde de kullanılabilir.^{85,89}

Diyet lazerlerin daha uzun ömürlü ve ekonomik olmaları ayrıca boyut ve ağırlıklarının az olması öne çıkan özellikleridir. Diyet lazerlerin çeşitli dalga boylarından farklı amaçlarla yararlanılmaktadır. Örneğin diyet lazerlerin 810 nm dalga boyunda olanları çok düşük güç seviyelerinde ağrı ve yara tedavisi için kullanılmaktadır.⁹⁰

2.6.5.2.2 Sert doku lazerleri (Er:YAG, Er:YSGG lazerler)

Sert doku lazerleri mine ve dentinin aşındırılması, kemik operasyonları, kavite hazırlanması, kanal genişletme, apikal rezeksiyon, gömülü 20 yaş dişi çekimi ve yüzey pürüzlendirme gibi alanlarda kullanılmaktadırlar. Bu lazerler, hava ve su ile birlikte kullanıldıklarından termal etki oluşturmazlar.⁹¹

Er:YAG lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi işlemleri için, FDA tarafından kullanımı onaylanmıştır.^{81,85} Er:YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılanmış, YAG ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda erbiyum iyonları 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG ana kristalinin içine de ilave edilebilmektedir. Bu yolla üretilen lazer Er, Cr:YSGG lazeri olarak bilinmektedir.⁹²

YSGG içinde olunca erbiyum iyonlarının emisyonu, 2790 nm dalga boyuna çıkmaktadır. Er:YAG lazerler günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir.⁹⁰

İlk Er:YAG lazerlerinin darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalışırken bugün darbe frekansı 50 Hz. olabilmektedir. Son yıllarda dişhekimliğinde kullanılan Er:YAG lazerler serbest çalışan darbeli emisyon modunda çalışmaktadır. Darbe aralığı yaklaşık 200 mikrosaniyedir. 5000 ya da 10000 watt gücündeki lazerlerle 1 joule veya daha fazla darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Lazerlerden ortalama 20–30 watt güç elde edilebilmesine karşın, FDA lazerlerin diş hekimliğinde 5–10 watt güç ile kullanılmasını önermektedir.⁹⁰

2.7 Simantasyon

Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynamaktadır. Simantasyon işlemine bağlı kron retansiyon kaybı, sabit protetik restorasyonların başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmalarda en önde gelen sebeplerden birisi olarak belirtilmiştir.⁹³

2.7.1 İdeal bir simanda olması gereken özellikler

- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- Yeterli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,

- Ağız içinde çözünmemeli,
- Doku uyumu olmalı,
- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır.⁹³

2.7.2 Simanların sınıflandırılması

Simanlar genel olarak şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Fosfat simanlar
- Fenolat simanlar
- Polikarboksilat simanlar
- Rezin simanlar⁹⁴

Çinko fosfat simanlar, 19. yy.'ın sonları, 20. yy.'ın başlarında geliştirilmiş en eski simanlardır ve günümüze kadar değişmeden gelmiştir. Diş ve restorasyonda bulunan pürüzlü yüzeylerin içine girerek mekanik bağlantı sağlar. Ağız sıvılarında çözünmesi en büyük dezavantajıdır.⁹⁵

Fenolat simanlar, çinko oksit ojenol ve etoksibenzoik asit (EBA) simanlardır. Geçici simantasyon işleminde kullanılan siman çeşididir.⁹⁵

Polikarboksilat simanlar, diş hekimliğine 1968 yılında Smith tarafından sunulmuştur. Toz ve likit sisteminden oluşan simanın tozu, çinko fosfat simanın tozuna benzer ve çinko oksit ile magnezyum oksit içerir. Likidi, poliakrilik asidin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir. Distile su ile sertleşen polikarboksilat simanlarda mevcuttur.⁹⁵

2.7.3 Rezin simanlar

Rezin simanlar, diş dokuları olan mine ve dentine, ayrıca metal ve porselen gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Başarı oranları çok aşamalı işlemler gerektirmelerinden dolayı kullanım tekniği ile doğrudan ilgilidir.^{93,96}

Diş hekimliğinde kullanılan rezinler polimerlerdir. Polimerler, küçük moleküllü monomerlerin oluşturduğu büyük molekül olarak tarif edilebilir. Dental polimerler kullanılan rezin tipine, içine katılan dolduruculara ve sertleşme mekanizmasına göre farklılık gösterirler.⁹⁷

Rezinlerin polimerizasyonu esnasında kaçınılmaz olarak bir büzülme gözlenir. Bu büzülmeyi azaltmak için rezinlerin içerisine farklı inorganik doldurucular, ön polimerizasyon işleminden geçirildikten sonra toz haline getirilerek eklenir.⁹⁸

Kompozitler, kimyasal olarak monomer ve inorganik doldurucu olmak üzere en az iki farklı materyalin kombinasyonudur. Yapıyı oluşturan materyallerin tek başlarına gösteremedikleri özelliklere sahiptirler. Monomer ve doldurucu arasındaki kimyasal bağlantı γ -metakriloksipropil trimetoksisilan denilen organik silanize edici bir ajan tarafından sağlanır.⁷⁷

Rezin simanlar, büyük ölçüde doldurucu içeren BIS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen ve karışımın pasta veya likit şeklinde kullanımını sağlayan diğer metakrilatların varyasyonları şeklinde bulunurlar.^{71,99} Rezin simanlarda dâhil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri kullanılan bu maddelerle doğrudan ilgilidir. Polimerizasyon reaksiyonu; başlama, ilerleme ve bitim olmak üzere 3 aşamada gerçekleşir.⁹⁷

Reaksiyon; ısı, kimyasal veya fotokimyasal reaksiyonlarla oluşturulabilen serbest radikallerin açığa çıkması ile başlar. Isı, ışık ve peroksitler ile hızlandırılabilir. Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağı açarak molekülü aktive eder ve diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamdaki serbest radikaller bitinceye kadar devam eder.⁹⁷

2.7.3.1 Rezin simanların klasik simanlara göre avantajları

- Adezyon,
- Stabilitate,
- Ağız içinde düşük çözünürlük,
- Düşük abrazyon,
- Estetik.¹⁰⁰

2.7.3.1.1 Sertleşme mekanizmalarına göre rezin simanlar

Sertleşme mekanizmalarına göre rezin simanlar 3 grup altında toplanabilirler;

- Kimyasal sertleşen rezin simanlar,
- Işıkla sertleşen rezin simanlar,
- Hem ışık hem kimyasal sertleşen (dual) rezin simanlar.^{96,97,101}

2.7.3.1.1.1 Kimyasal aktivasyonla sertleşen (Otopolimerizan) rezin simanlar

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu, benzoil peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyona girmesi sonucu ortaya çıkan serbest

radikallerin etkisiyle başlamaktadır. Polimerizasyonun başlama hızı aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır.⁹⁷

Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Otopolimerizan rezin simanların belirli bir sertleşme süresi vardır.^{71,99}

2.7.3.1.1.1 Kimyasal aktivasyonla sertleşen rezin simanların kullanım alanları

- Metal destekli sabit protezlerin,
- Adeziv köprülerin,
- Postların,
- Işık geçişine izin vermeyen kor yapısına sahip seramik kuronların,
- Diş-siman ara yüzüne yeterli ışık iletimini engelleyen koyu renkli kuronların yapıştırılması için uygundur.⁹⁶

2.7.3.1.1.2 Işıklı sertleşen rezin simanlar

Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Bu reaksiyonda ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforkinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar.^{97,102}

Işıklı sertleşen rezin simanlar farklı kıvam ve renk seçenekleri sunmaları, uzun çalışma süresine ve renk stabilitesine sahip olmaları nedeniyle özellikle tam seramik restorasyonların simantasyon işleminde büyük ölçüde kullanılmaktadırlar.¹⁰³

Bu materyallerin dezavantajı; aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda yeterli polimerizasyon olmamaktadır.^{96,101,104}

2.7.3.1.1.3 Dual sertleşen rezin simanlar

Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Dual sertleşen rezin simanlar baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşur. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon, katalizörün içerisinde ise amin/peroksit vardır. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabileceği gibi katalizör ile karıştırılarak da kullanılabilir. Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak, polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak sağlar ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların çoğu sertleşme reaksiyonu için büyük ölçüde ışığa bağımlıdırlar, ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma gözlenir.^{71,99}

2.7.3.2 Panavia F rezin siman

Panavia F, metal, indirekt kompozit, silan uygulanmış seramik ve amalgam restorasyonlar için kullanılan dual (kimyasal ve ışıkla) sertleşen rezin esaslı siman sistemidir.¹⁰⁵

Panavia F siman seti, ED Primer, Panavia F Paste, Alloy Primer ve Oxyguard II'den oluşur. Alloy Primer, alaşım ile Panavia F rezin siman arasındaki bağlantıyı artırarak kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlarıyla yüksek bağlanma dayanımı sağlar. Oksijen bloke edici ajan olan Oxyguard, Panavia F rezin simanın yüzeyini polimerize eder.¹⁰⁵

Panavia F rezin siman, flor içerir. Resin siman A ve B olmak üzere iki ayrı tüp içinde bulunur. Translüsент, beyaz ve opak olmak üzere üç renk içerir. A ve B tüpleri içindeki siman, 20 saniye karıştırılır, karıştırıldıktan sonra 3 dakika içinde kullanılmalıdır. Karıştırma esnasında ışığa maruz kalması engellenmelidir.¹⁰⁵

2.7.3.2.1 Panavia F rezin simanın endikasyonları

- Metal kuron ve köprüler, metal inley ve onley'lerin simantasyonu,
- Seramik kuronlar, seramik inley ve onley'lerin simantasyonu,
- Kompozit rezin kuronlar, kompozit inley ve onley'lerin simantasyonu,
- Adeziv köprülerin simantasyonu,
- Endodontik korlar ve prefabrik postların simantasyonu,
- Amalgam bağlantısı.¹⁰⁵

2.7.3.2.2 Panavia F rezin simanın kontrendikasyonları

- Metakrilat monomerlere alerjisi olan hastalar,
- Asetona alerjisi olan hastalar.¹⁰⁵

2.7.3.2.3 Panavia F rezin simanın avantajları

- Dual sertleşir,
- Flor salınımı yapar,
- Antibakteriyeldir,
- Self-etching primer içerir,
- Tam seramiklere bağlanabilir,

- Silansız Procera ve In-ceram'a bağlanabilir,
- Bonding ajanı kullanmadan silana bağlanabilir,
- Setinde Alloy Primer bulunur,
- Amalgama bağlanabilir.¹⁰⁵

2.7.3.3 Multilink Sprint rezin siman

Multilink Sprint; metal, metal seramik, metalden yapılmış indirek restorasyonlar, kompozit ve tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan universal, dual sertleşen (ışıkla ve kimyasal), kendinden yapışkan bir yapıştırma kompozitidir. Multilink sprint kullanırken metal primer uygulanmasına gerek yoktur. Otomatik karıştırma şırıngası sayesinde yapıştırma materyali, doğrudan restorasyon içine uygulanarak zamandan tasarruf edilir.¹⁰⁶

2.7.3.3.1 Multilink Sprint rezin simanın çalışma ve sertleşme süreleri

Multilink sprint otomatik karıştırma şırıngasından sıkıldığında çalışma ve yapışma süreleri, ortam sıcaklığına bağlı olarak tablodaki gibi olacaktır¹⁰⁶ (Tablo 2.3).

Tablo 2.3: Multilink Sprint rezin simanın çalışma süresi.

	Oda Sıcaklığı 23°C + 1°C	İntraoral Yaklaşık 37°C+1°C
Çalışma süresi	160+30 sn	130+30 sn
Sertleşme süresi	360+30 sn	270+30 sn

2.7.3.3.2 Multilink Sprint rezin simanın bileşimi

Monomer matriksi dimetakrilatlardan ve asidik monomerlerden, inorganik doldurucular ise baryum camı, iterbiyum triflourid ve silikon dioksitten oluşmaktadır. Ortalama partikül büyüklüğü 5µm'dir. İnorganik doldurucuların toplam hacimsel oranı % 48' dir.¹⁰⁶

2.7.3.3.3 Multilink Sprint rezin simanın endikasyonları

- Metal veya metal seramik (inley, onley, kuron, köprü ve postlar),
- Yüksek dirençli tam seramik: zirkonyum oksit, lityum disilikat ve alüminyum oksit seramikler (kuron, köprü ve postlar),
- Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (postlar).¹⁰⁶

2.7.3.3.4 Multilink Sprint rezin simanın kontendikasyonları

- Preparasyonun yeterli retansiyon sunmadığı durumlarda,
- Multilink Sprint'in içeriğindeki maddelere karşı alerjisi olan hastalarda.¹⁰⁶

2.7.3.3.5 Multilink Sprint rezin simanın avantajları

- Zaman kazandıran direkt uygulama (elle karıştırma, kapsül aktivasyonu, ilave uygulama araçları gerektirmez, doğru ve karıştırma oranının her uygulamada aynı olmasına olanak verir),
- Tüm yüzeylere yüksek bağlanma gücü,
- Fazlalıkların kolay uzaklaştırılması,
- Kendiliğinden sertleşmekle beraber ışıkla sertleşme seçeneği.¹⁰⁶

2.8 Bağlanma dayanımı testleri

2.8.1 Kesme (Shear) kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı

Herhangi bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin içyapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Dış kuvvete karşı mukavemet gösteren kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Kuvvetin birimleri pound veya kilogram'dır. Bilimsel çalışmalarda en çok tercih edilen kuvvet birimi Newton, gerilim birimi ise $N/mm^2 = MPa$ 'dır.^{98,107,108}

Gerilim, bir yük uygulandığında cismin atomları arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanabilir. Yönlerine göre tüm gerilmeler üç tiptir.⁹⁸

1. Çekme (Tensile) gerilimi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.

2. Basma (Compressive) gerilimi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.

3. Kesme (Makaslama, Shear) gerilimi: Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir.

Çekme gerilimi uygulandığında, cismi oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalmaktadır. Basma gerilimi uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya sıkışmaya karşı direnç oluşmaktadır. Kesme geriliminin uygulanması durumunda cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalmaktadır.⁹⁸

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, hazırlanan örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanmakta ve örneğin

koptuğu yük tespit edilmektedir. Kuvvetin uygulandığı uçlar, dikdörtgen veya keski şeklinde olabilmektedir. Kesme kuvveti uygulanacağı zaman desteksiz kuvvet uygulayan dikdörtgen tabanlı uçlar yerine, örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uçlar tercih edilmektedir.¹⁰⁹

Kesme kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere uygulanan yük hızı, elastik materyallere uygulananndan düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dakikadır. Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir.¹⁰⁹

2.9 SEM (Scanning Electron Microscope) analizi

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayrım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı SEM bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.¹⁰⁰

SEM’de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce, örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekmektedir. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda % 2.5 gluteraldehit içinde sabitlenmektedir. Daha sonra etanol içinde dehidratasyona uğratarak kimyasal kurutma işlemi yapılmaktadır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanmaktadır.¹¹⁰

Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir.¹⁰⁰

Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölgenin görüntüsü o kadar karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir.¹⁰⁰

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada aşağıdaki aşamalar takip edilmiştir:

- . Titanyum örneklerin hazırlanması,
- . Titanyum örneklerin yüzeylerine elmas frez uygulanması,
- . Freze edilen titanyum örnekler ilave yüzey hazırlıklarının yapılması,
- . Yüzeylerin SEM analizi,
- . Örnek yüzeylerine rezin simanların uygulanması,
- . Hazırlanan örneklerin 37 °C' de su banyosunda bekletilmesi,
- . Bağlanma dayanımının ölçülmesi,
- . Elde edilen verilerin istatistiksel analizinin yapılması,

3.1 Titanyum örneklerin hazırlanması

Çalışmada, titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) 12 mm çapında prefabrik silindir bloklar (Hint-Els, Griesheim, Germany) kullanılmıştır. Örnekler, Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan, Isomet hassas kesme cihazında (ISOMET: Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL USA) (Şekil 3.1a) özel elmas disk (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, IL USA) (Şekil 3.1b) kullanılarak sulu soğutma sistemiyle kesilerek hazırlanmıştır.



Şekil 3.1: a) İsoMet kesme cihazı

b) Kesici elmas disk

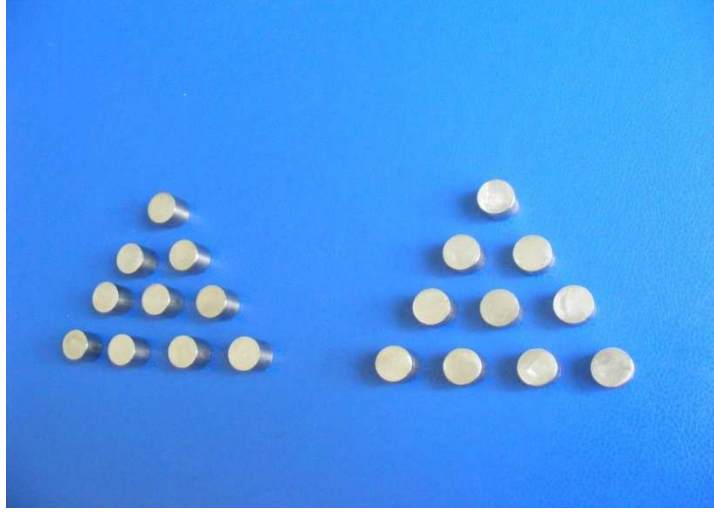
Titanyum alaşım örneklerin hazırlanması sırasında elmas diskin dönme hızı 200 devire ayarlanarak 10 mm aralıklarla kesme işlemi yapılmıştır. Kesme işlemi sonucu 10 mm kalınlığında 12 mm çapında silindir şeklinde örnekler elde edilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Hazırlanan titanyum (Ti-6Al-4V) blok

3.2 Titanyum örneklerin yüzey hazırlıklarının yapılması

Hazırlanan toplam 120 adet örnek farklı yüzey hazırlıklarına tabi tutulmak üzere rastgele 20 örnek içeren 6 gruba ayrılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Ti-6Al-4V test örneklerinin görünümü

3.2.1 Elmas frez ile pürüzlendirilen grup

Aynı araştırmacı tarafından 20 adet Ti-6Al-4V örnek orta grenli aynı tipte elmas porselen bitirme frezi (Diamond mounted poin, Dentant, Malesia) (Şekil 3.4) ile 15000 devir hızda dönen mikromotor piyasemeni kullanılarak çeşitli yönlerde pürüzlendirilmiştir. Elmas frezlerin aşındırma özelliğinin zaman içinde azalmasından dolayı standardizasyonu sağlamak için her farklı gruba özel, yeni bir frez kullanılmıştır.



Şekil 3.4: Elmas frez

3.2.2 Frez ile pürüzlendirildikten sonra kumlama yapılan grup

Bu gruptaki Ti-6Al-4V örnekler (20 adet) frez ile pürüzlendikten sonra Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda bulunan ince kalem uçlu kumlama cihazıyla (Macro cab, Danville Engineering, Inc. USA) (Şekil 3.5) partikül büyüklüğü 50 μm olan Al_2O_3 kum (DynaFlex, St.Louis, USA) (Şekil 3.6) ile 2.5 atmosfer hava basıncı altında yaklaşık 10 mm mesafeden 60 saniye süreyle kumlanmışlardır. Kumlama işlemi aynı araştırmacı tarafından farklı yönlerde tüm yüzey taranacak şekilde yapılmıştır.



Şekil 3.5: Kumlama cihazı



Şekil 3.6: Alüminyum oksit

3.2.3 Frez ile pürüzlendirildikten sonra Co-Jet uygulanan grup

Frez ile pürüzlendirilen 20 adet titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) örneğin yüzeyi, Co-Jet sistemi (3M ESPE AG; Germany) (Şekil 3.7a) kullanılarak SiO içeren 30 µm'lik Al_2O_3 kumu (Şekil 3.7b) ile 90° açıyla, 15 saniye boyunca kumlanarak silika kaplanmıştır.



a



b

Şekil 3.7: a) Co-Jet Kumlama cihazı

b) Co-Jet kumu 30µm

3.2.4 Frez ile pürüzlendirildikten sonra Er:YAG lazer uygulanan grup

Frez ile pürüzlendirilen 20 adet titanyum örnek daha sonra Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız Çene ve Yüz Cerrahisi Anabilim Dalı'nda bulunan Er:YAG lazer cihazıyla (Doctor Smile Erbium & Diode Laser, Lambda Scientifia, S.r.l, Vicenza, Italy) (Şekil 3.8) pürüzlendirilmiştir. Pürüzlendirme işlemi Dünya Lazer Federasyonu seçilmiş başkanı Prof. Dr. Norbert Gutknecht'in önerisi doğrultusunda pulsasyon sıklığı 10 Hz ve pulsasyon enerjisi 150 mJ olacak şekilde ayarlanmış ve su spreyi altında 100 mikro saniye atış süresinde 60 saniye süreyle yapılmıştır.¹¹¹ Cihazın dalga boyu 2940 nanometre, fokal spot büyüklüğü 0.8 mm'dir. Lazer uygulama işlemi; aynı araştırmacı tarafından, lazer ucunun yüzeye uzaklığı yaklaşık 8–10 mm olacak şekilde 60 saniye boyunca yapılmıştır.



Şekil 3.8: Lazer cihazı

3.2.5 Frez ile pürüzlendirildikten sonra asit uygulanan grup

Hazırlanan 20 adet titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) örneğin yüzeyine frez ile pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra 60 saniye süreyle % 37' lik fosforik asit

(Scotchbond, 3M ESPE; Germany) uygulanmış (Şekil 3.9), daha sonra hava ve su spreyi altında ön temizleme işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.9: %37' lik fosforik asit

3.2.6 Yüzey işlemi yapılmayan grup

Bu gruptaki 20 adet örnek hiçbir yüzey hazırlığına tabi tutulmamış ve Isomet hassas kesme cihazından çıktığı şekilde yüzey işlemi yapılmayan grup olarak bırakılmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Yüzey işlemi yapılmayan örnek

Yüzey işlemleri tamamlanan ve her hangi bir yüzey işlemi uygulanmayan, her gruptaki 20 adet örnek ayrı ayrı ultrasonik temizleyicide 10 dakika süreyle

temizlendikten sonra bunu durulama ve hava ile kurutma işlemleri takip etmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Çalışmada kullanılan bütün örnekler.

3.3 Örnek yüzeylerine rezin simanların uygulanması

Rezin simanların titanyum örneklere uygulanma işleminin standardizasyonu için özel olarak hazırlanan, iç boşluk çapı 5 mm, kalınlığı 4 mm olan halka şeklinde teflon kalıp kullanılmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Simantasyonda kullanılan teflon halka

3.3.1 Panavia F rezin siman uygulanması

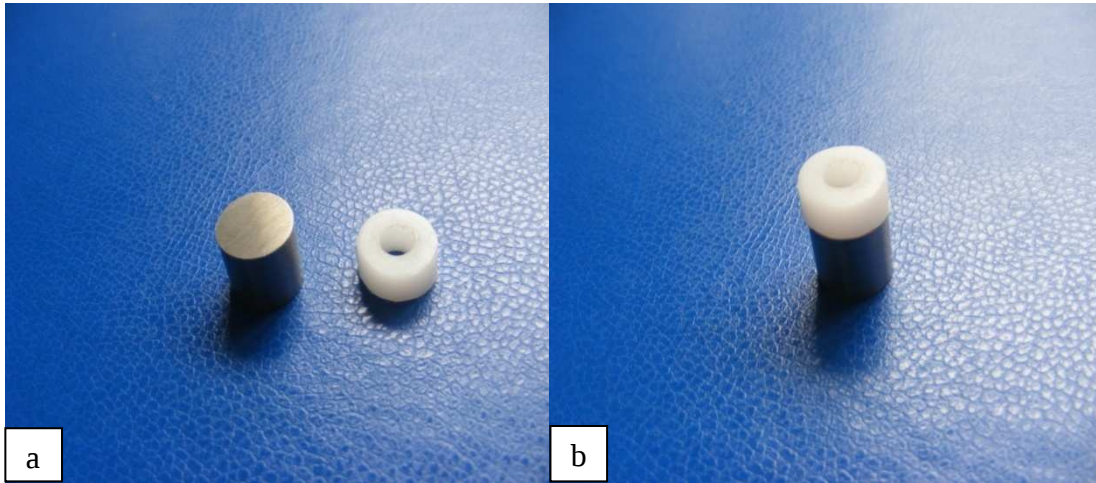
Panavia F rezin siman uygulanacak örneklerin yüzeyine yapıştırma işlemi öncesinde üretici firma önerileri doğrultusunda metal primer (Alloy Primer, Kuraray Dental, Japan) (Şekil 3.13) uygulanmış ve 180 saniye beklenmiştir. Daha sonra, Panavia F (Panavia F, Kuraray Dental, Japan) (Şekil 3.14) rezin siman ebonit spatül ile homojen bir şekilde karıştırılarak teflon halkanın içerisine yerleştirilmiştir (Şekil 3.15).



Şekil 3.13: Alloy Primer



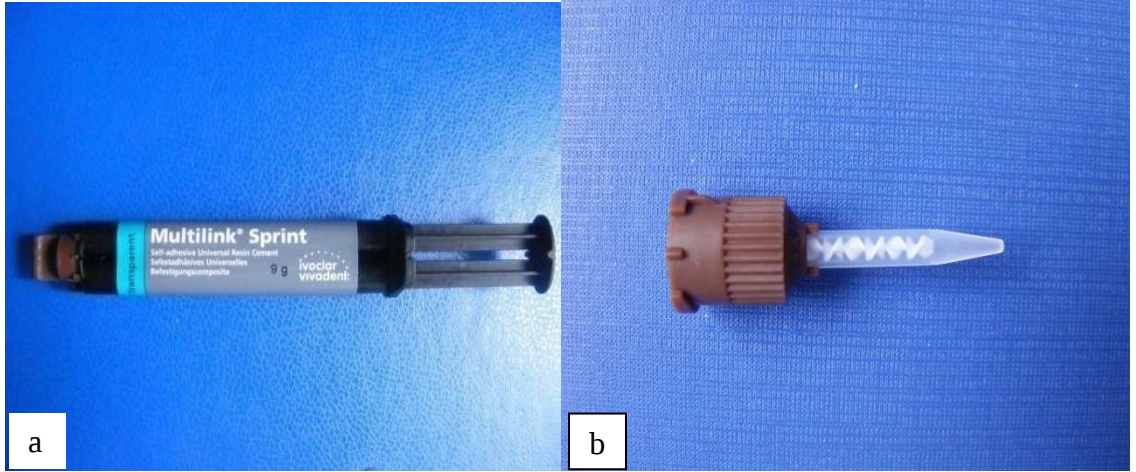
Şekil 3.14: a, b Simantasyonda kullanılan rezin siman



Şekil 3.15: a) Çalışmada kullanılan örnek ve b) Halkanın örnek üzerine yerleştirilmesi
simanın yerleştirilmesinde kullanılan teflon halka

3.3.2 Multilink Sprint rezin siman uygulanması

Multilink Sprint rezin siman (Multilink Sprint, Ivoclar Vivadent) (Şekil 3.16a) homojen bir karışıma imkân veren otomatik karıştırma ucu (Şekil 3.16b) vasıtasıyla şırıngadan teflon halkanın içerisine uygulanmıştır. Multilink Sprint rezin siman uygulanan örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda hareket edilerek herhangi bir metal primer uygulanmamıştır.



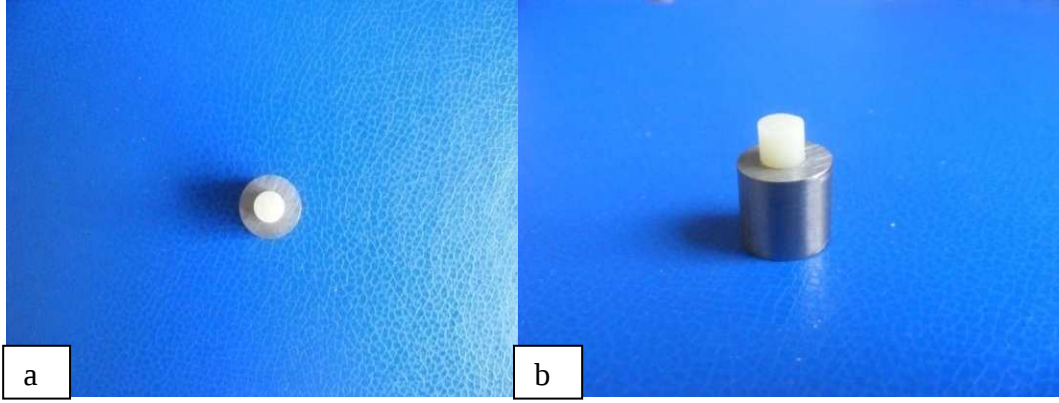
Şekil 3.16: a) Multilink S rezin siman

b) Rezin siman özel karıştırma ucu

Bütün örneklerde siman uygulandıktan sonra halkanın üzerine selüloz bir bant kapatılıp örnek üzerine 400 gr. standart ağırlık tatbik edilmiştir (Şekil 3.17). Simanın kendiliğinde sertleşmesi için oda ısısında 10 dakika beklenmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.17: Simantasyon işlemi



Şekil 3.18: a, b Simantasyon yapılmış örnek

3.4 Hazırlanan örneklerin 37°C’ de su banyosunda bekletilmesi

Örnekler simantasyon sonrasında bağlanma dayanımı ölçülmeden önce içinde 37 °C de distile su bulunan su banyosunda (Grant Instruments, Cambridge, England) 24 saat süre ile bekletilmişlerdir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19: Su banyosu

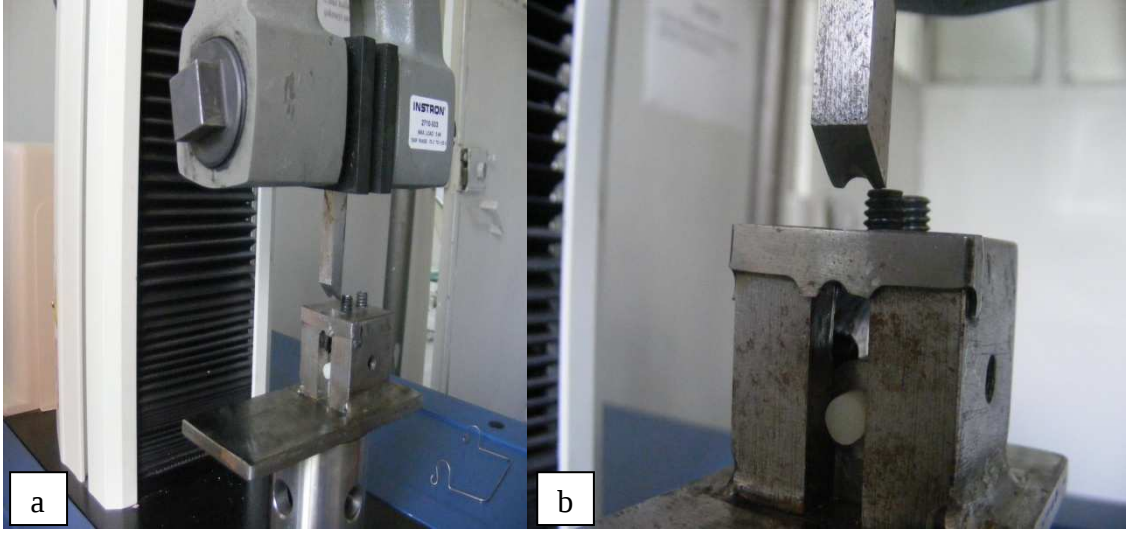
3.5 Bağlanma dayanımının ölçülmesi

Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan Instron Universal test cihazı (Instron Corp, USA) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.20).

Örnekler, ölçüm öncesinde özel hazırlanan metal test düzeneğine yerleştirilip, bu düzeneğin yardımıyla test cihazının bir ucuna sabitlenmiştir. Test cihazının diğer ucuna ise keski şeklinde sonlanan uç yerleştirilmiştir. Kesme kuvveti, başlık hızı dakikada 0.5 mm olacak şekilde siman-titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) ara yüzeyine uygulanmıştır. Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Elde edilen bu değerler 5 mm çapındaki yapışma yüzeyinin alanı olan 12,5599 mm² ye bölünerek MPa'a çevrilmiştir.



Şekil 3.20: Instron Universal test cihazı



Şekil 3.21: a, b örneklerin bağlanma dayanımının ölçülmesinde kesme (shear) testi

Test sonrasında kopma yüzeyleri makroskopik olarak adeziv, koheziv başarısızlık yönünden değerlendirilmiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22: Yüzeylerin makroskopik olarak incelenmesi

3.6 Yüzeylerin SEM analizi

Çalışmanın SEM analizleri Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL/JSM, 5600 Tokyo, Japan) ile yapılmıştır (Şekil 3.23). SEM analizi öncesi örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örneklerin yüzeyi 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmış ve 100 ve 500 olmak üzere 2 farklı büyütmede yüzey görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.2-4.13).



Şekil 3.23: SEM cihazı

3.7 İstatistiksel değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi, SPSS 12.0 paket programında, 2 yönlü (ANOVA) varyans analizi kullanılarak yapılmıştır. Ortalama ve standart sapmalar hesaplanmış, çoklu karşılaştırmalar için Duncan testi kullanılmıştır.

4 BULGULAR

4.1 Kesme (Shear) testi bulguları

Farklı yüzey işlemleri açısından iki farklı simanın bağlanma dayanımına ait ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini Panavia F frez + Co-Jet grubu vermiştir (15.96 MPa). Bu grubu sırası ile Multilink S frez + Co-Jet (15.22 MPa), Panavia F frez + kumlama (14.85 MPa), Multilink S frez + kumlama (13.80 MPa), Panavia F frez + lazer (9.59 MPa), Panavia F frez + asit (9.52MPa), Panavia F frez (9.46 MPa), Multilink S frez + asit (7.58 MPa), Multilink S frez + lazer (7.51 MPa), Multilink S frez (7.50 MPa), Panavia F yüzey işlemi yapılmayan (3.69 MPa) grup izlemiştir. En düşük bağlanma dayanımı değerlerini ise Multilink S yüzey işlemi yapılmayan grup (2.44 MPa) vermiştir.

Yapılan çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonucunda;

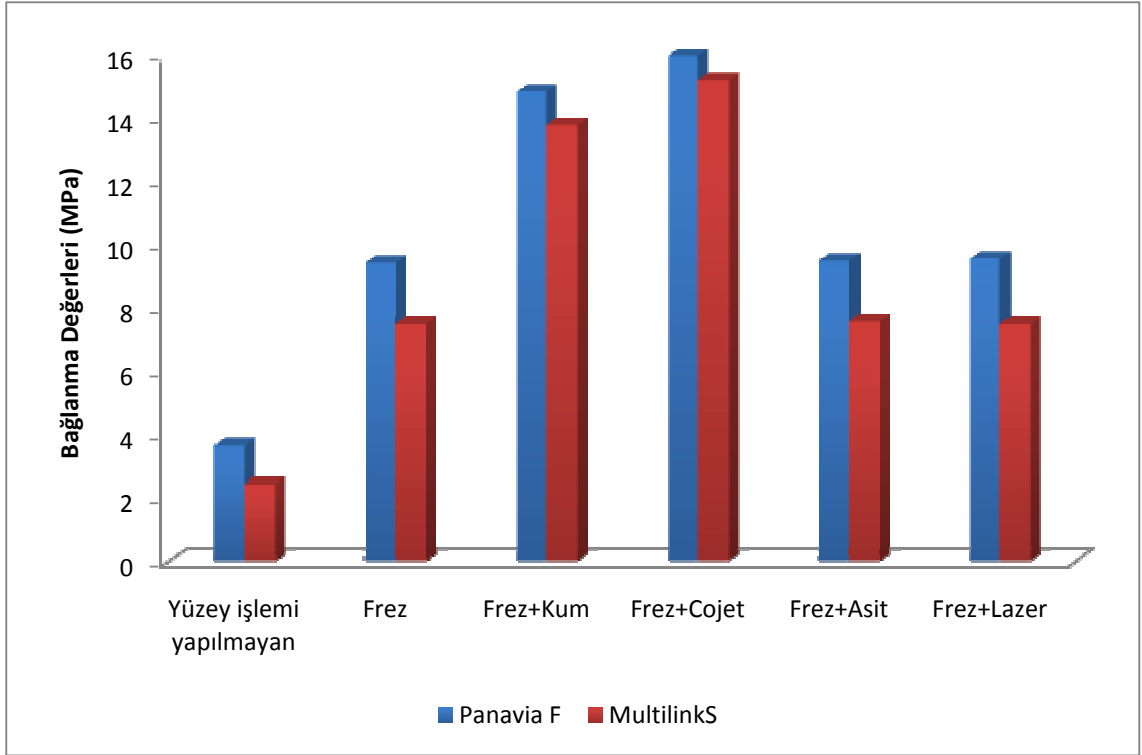
- Multilink S frez + Co-Jet grubu ile Panavia F frez + kumlama grubunun,
- Panavia F frez + lazer, Panavia F frez + asit ve Panavia F frez gruplarının,

-Multilink S frez + asit, Multilink S frez + lazer ve Multilink S frez gruplarının birbirlerinden farklı olmadığı diğer grupların ise birbirlerinden ve bu gruplardan farklı olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

Tablo 4.1: Deney gruplarına ait bağlanma direnci değerlerinin ortalama, standart sapma ve Duncan testi sonuçları (N= 10), (X= MPa).

Rezin Siman	Yüzey İşlemleri	Ortalama*	Standart Sapma
Multilink S	Yüzey işlemi yapılmayan	2.44 ^g	0.682
	Frez	7.50 ^e	0.832
	Frez+ Kumlama	13.80 ^c	0.649
	Frez+ Co-Jet	15.22 ^b	0.694
	Frez+ Asit	7.58 ^e	0.805
	Frez+ Lazer	7.51 ^e	0.633
Panavia F	Yüzey işlemi yapılmayan	3.69 ^f	0.783
	Frez	9.52 ^d	0.702
	Frez+ Kumlama	14.85 ^b	0.558
	Frez+ Co-Jet	15.96 ^a	0.553
	Frez+ Asit	9.46 ^d	0.806
	Frez+ Lazer	9.59 ^d	0.758

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark önemsizken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (p<.05).



Şekil 4.1: Farklı yüzey işlemleri uygulanan (Ti-6Al-4V) örneklerin rezin simanlar ile bağlanma değerleri

Elde edilen verilerin değerlendirilmesi amacıyla yapılan iki-yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) sonuçları; kullanılan siman tipinin, farklı yüzey işlemlerinin ($p < .001$) ve siman tipi ile yüzey işlemleri arasındaki etkileşimin anlamlı ($p < .01$) olduğunu istatistiksel olarak ortaya koymuştur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları.

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbeslik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	P
Siman	67.560	1	67.560	133.877	0.000
Yüzey işlemleri	2083.744	5	416.749	825.828	0.000
Siman * Yüzey işlemleri	8.044	5	1.609	3.188	0.010
Hata	54.501	108	0.505		
Toplam	13644.762	120			

Uygulanan yüzey işlemlerini kendi arasında değerlendirmek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırma (Duncan) testi sonucunda; frez ile pürüzlendirme yapılan grup ile frez ile pürüzlendirmeye ilave olarak asit uygulanan ve frez ile pürüzlendirildikten sonra lazer uygulanan grupların birbirleri ile benzer olduğu, frez ile pürüzlendirme yapıldıktan sonra kumlama işlemi yapılan ve frez ile pürüzlendirildikten sonra Co-Jet uygulanan ve yüzey işlemi yapılmayan grupların bu gruplardan ve birbirlerinden farklı olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır. Yüzey işlemi yapılmayan grubun (3.07 MPa) en düşük, frez ile pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra Co-Jet uygulanan grubun ise en yüksek bağlanma değerlerini (15.59 MPa) verdiği görülmüştür (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Ti-6Al-4V örneklerle uygulanan yüzey işlemleri (X= MPa).

Yüzey işlemleri	N	Ortalama*
Frez+Co-Jet	20	15.59 ^a
Frez+Kumlama	20	14.32 ^b
Frez+Lazer	20	8.55 ^c
Frez+Asit	20	8.52 ^c
Frez	20	8.51 ^c
Yüzey işlemi yapılmayan	20	3.07 ^d

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark önemsizken, farklı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p < .05$).

Panavia F ve Multilink Sprint simanlar arasında yapılan karşılaştırmada Alloy Primer ile birlikte uygulanan Panavia F rezin simanın (10.51 MPa) bağlanma dayanımının, Multilink Sprint'ten (9.01 MPa) fazla olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır.

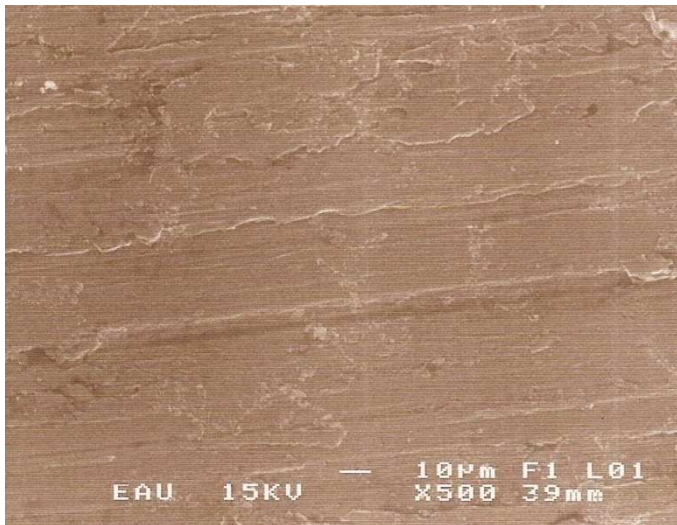
Kırılma tipleri incelendiğinde; bütün örneklerde adeziv kırılma olduğu görülmüştür.

4.2 SEM Bulguları:

Her bir yüzey pürüzlendirme işleminin Ti-6Al-4V örneklerin yüzeylerinde oluşturduğu etkileri incelemeye yönelik olarak yapılan SEM analizi sonuçlarına ait x100 ve x500 büyütme ile elde edilen SEM fotoğrafları Şekil 4.2 – 4.13’de verilmiştir. Herhangi bir yüzey işlemine tabi tutulmamış örnek yüzeyine ait görüntüler Şekil 4.2 ve 4.3’de gösterilmiştir. Bu görüntüler incelendiğinde Ti-6Al-4V örneklerin bir alaşım olmasından kaynaklanan nispeten pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğu gözlemlenmektedir.



Şekil 4.2: Yüzey işlemi yapılmayan grup Ti-6Al-4V (×100)

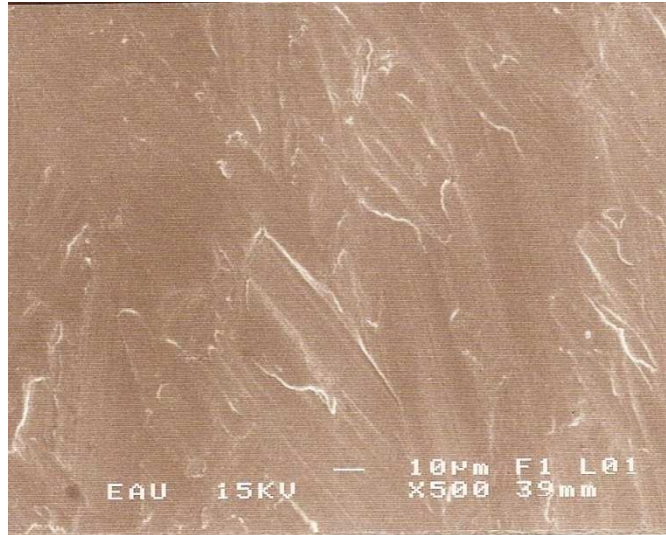


Şekil 4.3: Yüzey işlemi yapılmayan grup Ti-6Al-4V (×500)

Elmas frez ile pürüzlendirilen örneklere ait SEM görüntüleri Şekil 4.4 ve 4.5’de verilmiştir. Bu görüntüler incelendiğinde; yüzey işlemi yapılmayan gruba ait görüntülerde bulunan nispeten pürüzsüz yüzeyin bozulduğu ve daha pürüzlü bir yüzey oluştuğu gözlemlenmektedir.



Şekil 4.4: Elmas frez ile pürüzlendirilen Ti-6Al-4V (×100)



Şekil 4.5: Elmas frez ile pürüzlendirilen Ti-6Al-4V (×500)

Elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra Co-Jet uygulanan gruba ait SEM görüntüleri Şekil 4.6 ve 4.7’de verilmiştir. Bu görüntüler incelendiğinde; Co-Jet uygulamasının yalnızca frez ile pürüzlendirilen yüzey görüntüsüne oranla pürüzlülüğü bariz bir şekilde artırdığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.6: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve Co-Jet uygulanmış Ti-6Al-4V (×100)

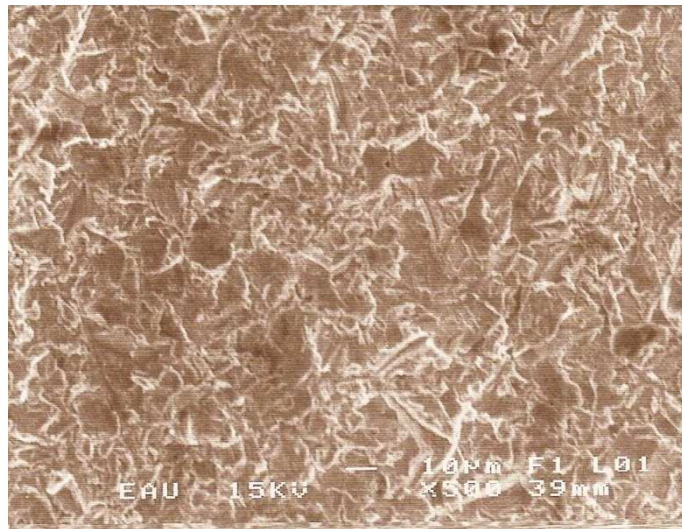


Şekil 4.7: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve Co-Jet uygulanmış Ti-6Al-4V (×500)

Elmas frez ile pürüzlendirmeye ek olarak kumlama yapılan gruba ait SEM görüntüleri incelendiğinde; elmas frez + Co-Jet uygulanan gruba benzer bir görüntü saptanmıştır (Şekil 4.8 – 4.9). Bu gruba ait $\times 500$ büyütmeli görüntülere bakıldığında elmas frez + Co-Jet uygulanan gruba göre pürüzlü yüzey üzerinde yer yer çukurlar olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.9).

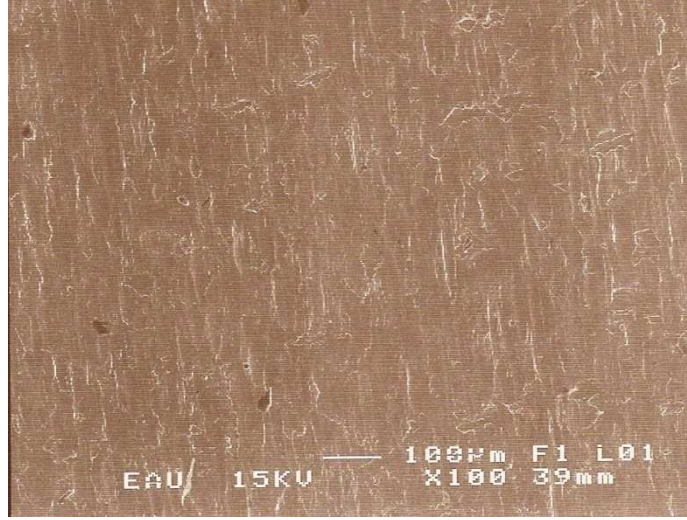


Şekil 4.8: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve kumlama yapılmış Ti-6Al-4V ($\times 100$)

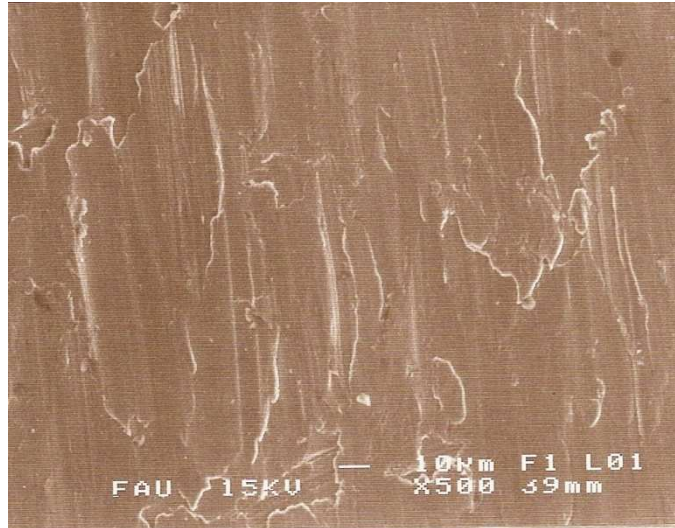


Şekil 4.9: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve kumlama yapılmış Ti-6Al-4V ($\times 500$)

Elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde sadece elmas frez ile pürüzlendirilen gruba benzer bir görüntü saptanmıştır (Şekil 4.10 – 4.11).

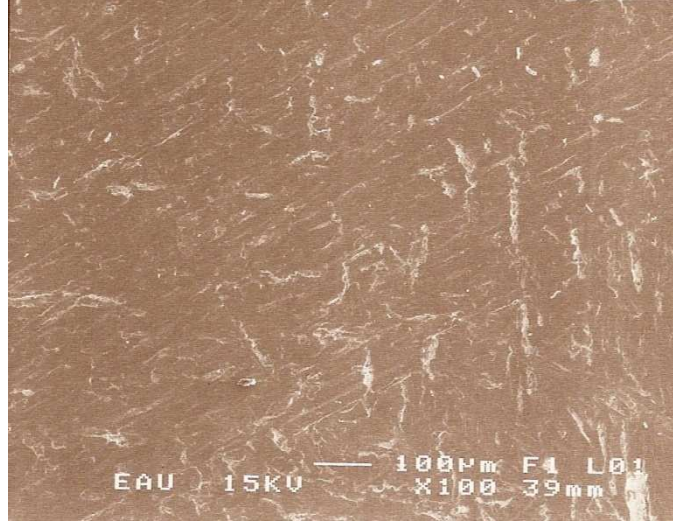


Şekil 4.10: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve lazer uygulanmış Ti-6Al-4V (×100)

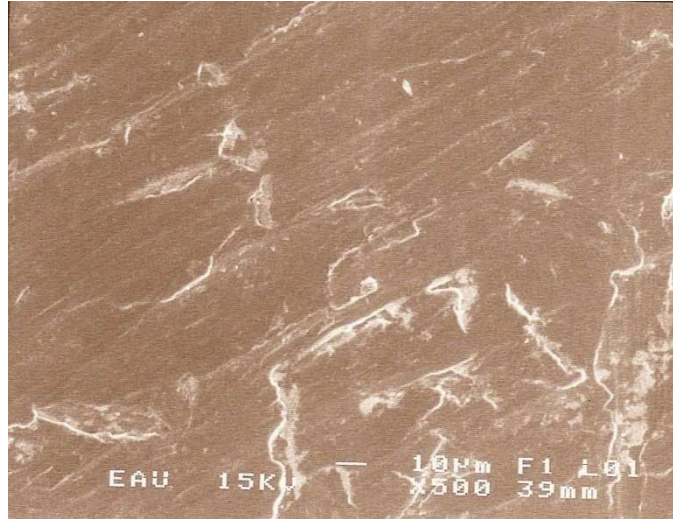


Şekil 4.11: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve lazer uygulanmış Ti-6Al-4V (×500)

Elmas frez ile pürüzlendirmeye ek olarak asit uygulanan gruba ait SEM görüntüleri incelendiğinde sadece elmas frez ile pürüzlendirilen ve elmas frez ile pürüzlendirmeye ek olarak lazer uygulanan örneklerle benzer SEM görüntüleri görülmüştür (Şekil 4.12 – 4.13).



Şekil 4.12: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve asit uygulanmış Ti-6Al-4V (×100)



Şekil 4.13: Elmas frez ile pürüzlendirilmiş ve kumlama yapılmış Ti-6Al-4V (×500)

5 TARTIŞMA

Günümüzde, diş hekimliğinde ve medikal uygulamalarda kullanılan en önemli metallerden biri titanyumdur.⁴⁴ Dental implant uygulamalarında titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanılması ADA (American Dental Association) tarafından da bilimsel olarak tavsiye edilmektedir.¹¹² Bu nedenle çalışmada, dental implant ve dental implant abutmenti yapımında en fazla kullanılan titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V kullanılmıştır.

Dental implant abutmentleri arasında en popüler olan seçeneğin siman bağlantılı implant abutmentleri^{6,7} olması nedeniyle bu çalışmada, abutment ile siman arasında oluşan bağlantıya yüzey işlemlerinin etkisi incelenmiştir.

Yapılan araştırmalar metal ve metal alaşımlarının yüzeyine yapılan çeşitli pürüzlendirme işlemlerinin, bunların üzerine uygulanan restorasyonların veya maddelerin tutuculuğunu artırdığını göstermiştir. Titanyum ve titanyum alaşımlarında (Ti-6Al-4V) kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden biri elmas frez ile pürüzlendirme yöntemidir.^{74,75}

Bagno ve Di Bello⁷⁵ yapmış oldukları çalışmada saf titanyum ve Ti-6Al-4V örnekleri elmas frez ile pürüzlendirmişlerdir. Uludamar¹⁰⁰ elmas frez ile pürüzlendirme yöntemini zirkonyum örnekler üzerinde uygulamış, frezle pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımını artırdığını saptamıştır.

İmplant destekli protez yapımı sırasında ölçü ile birlikte laboratuara gönderilen abutmentlerin laboratuarda frez ile şekillendirilmesi nedeniyle, bu çalışmada yüzey işlemi yapılmayan grup haricindeki tüm gruplarda elmas frez ile pürüzlendirme işlemi

yapılmıştır. Elde edilen veriler elmas frez ile pürüzlendirme yapılan grubun bağlanma dayanımı ile yüzey işlemi yapılmayan grubun bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak önemli fark olduğunu göstermiştir. Bu bulgu bizi frezle pürüzlendirme işleminin abutment-rezin siman bağlanma dayanımını artırdığı sonucuna götürmüştür.

Adeziv diş hekimliğindeki yenilikler, uygun adezyonu elde etmek için adeziv uygulaması yapılmadan önce kimyasal ajanlar ya da basınçlı hava ile uygulanan partiküller ile yüzeyin pürüzlendirilmesi yöntemlerini ortaya çıkarmıştır.⁶⁷ Bu yöntemlerden kumlama işlemi ile mikromekanik retansiyon elde edilmekte, uygulanan Al_2O_3 metal yüzeyindeki yağlı maddeler ve oksitleri temizleyerek iyi bir yüzey pürüzlülüğü oluşturmakta ve metalle rezin arasındaki mekanik ve kimyasal bağlanmanın artmasını sağlamaktadır. Bu işlem sonucunda yüzeye uygulanan adeziv materyalin ıslanabilirliği de artmaktadır.⁷⁹

Yapılan pek çok çalışmada, titanyum örnekler, rezin siman ile yapıştırmadan önce 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlanmıştır. Çalışmaların tamamında kumlama işleminin, örneklerin bağlanma dayanımını istatistiksel olarak önemli şekilde artırdığı ifade edilmiştir.^{15,64,113-116}

Bu çalışmada 20 adet titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) örneğe, elmas frez ile pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra, rezin siman uygulanmadan önce, yukarıdaki çalışmalara benzer şekilde, 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanmış ve bağlanma dayanımı testleri yapıldıktan sonra istatistiksel değerlendirme yapılmıştır. Yüzeyleri frez ile pürüzlendirildikten sonra kumlama yapılan örneklerin oluşturduğu grup ile sadece frez ile pürüzlendirilen grup ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark tespit edilmiştir. Bu sonucun, elmas frez ile yüzey pürüzlendirme işlemi

yapılarak makro mekanik bir tutuculuk elde edilmesine ilaveten kumlama işlemi ile Ti-6Al-4V yüzeylerinin temizlenmesine ve böylece mikro tutucu yüzey oluşmasına buna bağlı olarak da yüzey alanının ve ıslanabilirliğinin artmasına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Co-Jet sistemi klinikte kullanılabilen tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı kum ve silandan oluşmaktadır. Bu yöntemde, silisilik asit içeren 30 μm 'lik Al_2O_3 kum partikülleri 90° lik açıyla, 2.5 atmosfer basınçla, 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanmakta, böylece hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır.⁸⁰

Matinlinna ve arkadaşları¹¹⁷ yapmış oldukları çalışmada titanyumun rezin simana bağlanma kuvveti üzerine silanların etkisini incelemişler, Co-Jet yönteminin bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir.

Sahafi ve Peutzfeldt¹¹⁸ farklı post materyallerinin dişe bağlanmasına Co-Jet uygulamanın etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda titanyum postların zirkonyum postlardan daha kuvvetli bağlanma değeri gösterdiklerini ve Co-Jet uygulamanın bağlanma değerini artırdığını ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada da Co-Jet uygulanan titanyum alaşım örnekler en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini vermiştir. Bunun nedeninin, hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmesi hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanması olduğu düşünülmektedir.

Literatürlerde, titanyum implant yüzeylerine asit uygulanan pek çok çalışma vardır. Bu çalışmalar incelendiğinde; titanyum implantların kemik ile

osteointegrasyonuna asitleme işleminin etkisinin araştırıldığı görülmektedir.^{119,120} Titanyum implant abutmentler ile rezin simanların bağlanma dayanımları üzerine asitlerin, özellikle fosforik asitin etkisinin incelendiği çalışma sayısı yok denecek kadar azdır.

Tsuchimoto ve arkadaşları¹² titanyum örnekler Panavia F simanın bağlanma dayanımını ölçmeyi amaçlamışlar, simanı uygulamadan önce titanyum yüzeylerini HCl asit ve %37' lik fosforik asit ile asitlemişlerdir. Çalışmaları sonucunda asitlenmiş titanyum örneklerin bağlanma değeri ile yüzey işlemi yapılmayan grubun bağlanma değeri arasında önemli bir fark olmadığını ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada, elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra % 37' lik fosforik asit uygulanan gruba ait bağlantı dayanımı değerleri ile sadece elmas frez ile pürüzlendirilen gruba ait bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığı, diğer gruplar ile bu gruplar arasında ise istatistiksel olarak önemli fark olduğu görülmüştür. Bu sonuç, Tsuchimoto ve arkadaşlarının¹² sonuçlarıyla uyum göstermemektedir. Bu çalışmada fosforik asit uygulanan gruptaki bağlantı değerlerinin herhangi bir işlem yapılmayan gruptan fazla olmasına, asit uygulanmadan önce frez ile pürüzlendirme işlemi yapılması sebep olmuş olabilir.

Er:YAG lazerler sert doku lazerleri arasında diş hekimliğinde en sık kullanılan lazer sistemi olmasından dolayı bu çalışmada yüzey pürüzlendirme işlemlerinden birisi olarak seçilmiştir.^{90,100}

Uludamar¹⁰⁰ yapmış olduğu çalışmada zirkonyum örneklerin resin siman ile bağlanmasına farklı yüzey işlemlerinin etkisi araştırmıştır. Yüzey pürüzlendirme işlemleri olarak; frezle pürüzlendirme, kumlama, asitle pürüzlendirme ve lazerle

pürüzlendirme yöntemlerini kullanmıştır. Lazerle pürüzlendirme yönteminde bu çalışmada olduğu gibi Er:YAG lazer kullanmış ve pulsasyon sıklığı 10 Hz ve pulsasyon enerjisi 150 mJ olacak şekilde ayarlamış ve su spreyi altında 100 mikrosaniye atış süresinde 60 saniye pürüzlendirme işlemi yapmıştır. En düşük bağlanma dayanımı değerinin Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen grupta olduğunu bildirmiştir.¹⁰⁰

Titanyum implantlar ve titanyum abutmentler üzerinde Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan çalışmalar mevcuttur.^{10,121} Bu çalışmalarda Er:YAG lazerin titanyum abutmentin rezin simana bağlanmasına olan etkisi değil, genellikle lazerin implantın biyouyumluluğuna ve osteointegrasyonuna olan etkisi araştırılmaktadır. Lazerlerin, titanyum ve titanyum alaşım abutmentlerin rezin simana bağlanmasına etkisinin incelendiği araştırma sayısı oldukça azdır.

Bu çalışmada sadece frez ile pürüzlendirilen grubun bağlanma değerleri ile frez ile pürüzlendirildikten sonra Er:YAG lazer uygulanan grubun bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark olmamasına karşın, herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan grup ile arasında istatistiksel olarak önemli fark saptanmıştır.

Titanyum alaşım örneklerin (Ti-6Al-4V) sertlik derecelerinin fazla olmasından dolayı lazer uygulaması yeterli bir pürüzlendirme sağlayamamıştır. Farklı güç ve pulsasyon ayarları kullanılarak bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Çalışmada kopma yüzeylerinin makroskopik incelenmesinde tüm örneklerde başarısızlığın rezin siman-metal ara yüzünde olduğu görülmüştür.

Abutment ile siman bağlantısında farklı tip simanların kullanıldığı ve bu simanların birbirleri ile karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların sonuçları birbirleri ile tam olarak uyum göstermemektedir.

Squier ve arkadaşları,⁷ dental implant abutmentleri ile beş farklı simanın bağlanma dayanımını incelemişler, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini rezin siman uygulanan örneklerin gösterdiğini tespit etmişlerdir. Dudley ve arkadaşları⁹ da yapmış oldukları çalışma sonucunda dental implant abutmentlerinin üzerine yapılan kuronların simantasyon işleminde rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. İmplant abutmentleri ile simanların bağlanma dayanımı üzerine değişik simanların etkisinin araştırıldığı çalışmaların sonuçları incelendiğinde; rezin simanların konvansiyonel simanlar ile benzer veya onlardan daha iyi bağlanma değerleri ortaya koyduğu görülmektedir.^{7,9}

Menani ve arkadaşları¹²² ve Schmager ve arkadaşları¹²³ yapmış oldukları çalışmalarda saf titanyum ile farklı simanların bağlantısını incelemişler, çinko-fosfat siman ile Panavia F rezin simanın bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığını saptamışlardır.

Fonseca ve arkadaşları¹²⁴ farklı rezin simanların dental materyallere bağlanma dayanımlarını araştırmışlar, titanyuma en yüksek bağlanma gösteren rezin simanın Panavia F olduğunu bildirmişlerdir. Mirmohammadi ve arkadaşları¹²⁵ yapmış oldukları çalışmada Panavia F, Multilink S ve Rely X rezin simanların zirkonyum ile olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, en iyi sonuçları Panavia F rezin simanın verdiğini ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada da Panavia F ve Multilink Sprint olmak üzere 2 farklı rezin siman kullanılmıştır. Simanların implant abutmentlerine olan bağlanma dayanımları incelendiğinde; Panavia F rezin simanın en fazla bağlanma dayanımı değerlerini verdiği görülmüştür.

Yoshida ve Atsuta¹²⁶ metal primerlerin metal-rezin siman bağlantı kuvveti üzerine etkilerinin tam olarak bilinmediğini ifade etmişlerdir.

Ohkubo ve arkadaşları⁶⁹ klinik uygulamalarda metal alaşımı ile rezin siman arasındaki kimyasal bağlantının önemine dikkat çekmişler ve zayıf kimyasal bağlantının ağız içerisindeki sıvıların mikrosızıntısına ve dolayısıyla adeziv başarısızlıklara neden olduğunu belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışma sonucunda primer uygulanmayan titanyum alaşımında (Ti-6Al-4V) 3 MPa olan bağlanma değerinin metal primer uygulandıktan sonra 24.70 MPa'a yükseldiğini saptamışlardır.

Ohkubo ve arkadaşları¹²⁷ başka bir çalışmalarında metal ile rezin siman arasındaki kuvvetli adeziv bağlanmanın primer kullanımı ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir.

Diaz ve arkadaşları⁹³ metal alaşımlarına kimyasal bağlantı ile bağlanan metal primerler sayesinde metal-rezin siman bağlantı prosedürünün kolaylaştığını ifade etmişlerdir.

Matsumura ve arkadaşları¹¹⁵ MDP (10-methacyloyloxydecyl dihydrogen phosphate) fonksiyonel monomeri içeren Alloy Primer uygulanan metal alaşımlarındaki rezin siman bağlanma dayanımının daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Barkmeier ve Latta¹²⁸ metal alaşım yüzeylerine Panavia 21 rezin siman uygulamadan önce Alloy Primer ve kalay kaplama yöntemlerini uygulamışlar, Alloy Primeri ile buldukları bağlantı değerleri (48.70 MPa) ile kalay kaplama sonrası elde edilen bağlantı değerleri (49.00 MPa) arasında istatistiksel olarak fark olmadığını saptamışlardır. Uygulaması basit ve pahalı olmayan Alloy Primer yönteminin silika ve kalay kaplama gibi yöntemlere alternatif olabileceğini ifade etmişlerdir.

Taira ve arkadařları⁸ titanyum metaline farklı monomer içeren metal primerler uyguladıktan sonra rezin siman ile titanyum arasındaki bağlanma dayanımını test etmişlerdir. MDP içeren primerlerin titanyum üzerinde oluşan ince oksit tabakası ile reaksiyona girerek daha yüksek bağlanma dayanımı ve bağlanma devamlılığı sağladığını bulmuşlardır.

Abreu ve arkadařları¹²⁹ yapmış oldukları çalışmada kumlama işlemi uyguladıkları farklı metallere, rezin simanların bağlanma dayanımı zerine Alloy Primer'in etkisini incelemişler, Alloy Primer'in bağlantı kuvvetini artırıcı etki yaptığını saptamışlardır.

Fonseca ve arkadařları¹²⁴ yapmış oldukları çalışma sonucunda; Panavia F ve Alloy Primer uygulanan titanyum örneklerdeki bağlanma dayanımının Bistita II DC ve Metaltite uygulanan titanyum örneklerden fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılan ve herhangi bir işlem yapılmayan her bir grupta 10 adet Ti-6Al-4V rnek bulunan 6 gruba üretici firmanın nerileri doğrultusunda hareket edilerek Alloy Primer uygulandıktan sonra Panavia F rezin siman uygulanmıştır. Yüzeyi pürüzlendirilen ve przlendirilmeyen diğer 6 grup Ti-6Al-4V rnek üzerine ise üretici firmanın nerileri doğrultusunda hareket edilerek

metal primer uygulanmadan Multilink Sprint rezin siman uygulanmıştır. İki siman arasındaki bağlanma dayanımı test sonuçları karşılaştırıldığında; Panavia F rezin simanın bağlanma değerinin, Multilink Sprint rezin simanın bağlanma değeri sonuçlarından istatistiksel olarak farklı olduğu saptanmıştır. Bu sonuç yukarıdaki araştırmaların bulguları ile paralellik göstermekte olup, titanyum alaşım yüzeylerine rezin siman uygulanmadan önce metal primer uygulanmasının bağlantı dayanımını artırdığını bir kez daha gözler önüne sermiştir.

Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan simanlarda ışığın yeterince ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için gerekli olan süre yaklaşık 24 saattir.⁹⁹

Ağız içerisindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler implant abutmenti-rezin siman ara yüzündeki adezyonu etkileyebilmektedir. Bu nedenle uzun süre suda bekletme, rezin bağlantısının dayanıklılığını test etmede en sık kullanılan yöntemlerden biridir.^{100,130} Bu çalışmada diğer çalışmalarda^{99,110} olduğu gibi örnekler, siman uygulandıktan sonra kesme testi yapılmadan önce 24 saat boyunca 37°C’de distile suda bekletilmiştir.

Termosiklus (ısı çevirimi) de ağız ortamını taklit etmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Literatürde termosiklusun etkisi üzerine birbirleriyle çelişen ifadeler mevcuttur. Termosiklusun uygulandığı çalışmalar olmakla birlikte,^{9,64,117} rezin simanların titanyuma, diğer materyallere ve diş dokularına bağlanma kuvvetinin incelendiği bir çok çalışmada termosiklus yapılmadığı görülmüştür.^{80,100,131}

Tüm in-vitro çalışmaların sonuçları belirli kriterler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Bu konuda asıl belirleyici olan klinik çalışmaların sonuçları

olmalıdır. İn-vitro çalışmalarda genellikle göz önüne alınamayan preparasyon dizaynı ve restorasyonun 3 boyutlu geometrisi gibi pek çok faktör abutmentlere rezin simanlarla yapıştırılan protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyebilmektedir. Hipotez üzerine kurulan ve dar bir çerçevede belirlenen parametrelerle ağız içindeki durum yeterince taklit edilemeyebilir.¹³²

Çalışmadaki örneklerin, protetik restorasyonların üzerlerine simante edildiği dental implant abutmentlerinin geometrik formunu tam olarak taklit etmeyen düz yüzey olarak hazırlanması ve rezin simanların bu yüzeylere uygulanarak bağlanma dayanımlarının ölçülmesi çalışmanın sınırlamalarındandır.

Kullanılan restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek veya piyasaya sürülen yeni bir adeziv sistemin ağız içindeki davranışını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen adezyon testleri uygulanır.^{64,109}

Materyal seçimi ve rezin simanlar konusundaki materyaller ve metotlarda büyük çeşitlilik gösteren mekanik laboratuvar testleri içinde en yaygın kullanılan test metotlarından biri kesme (makaslama, shear) testidir. Bazı araştırmacılar farklı şekillerde olan ara yüz streslerini elimine etmek için modifiye kesme testlerini tercih etmektedirler. Çekme test sonuçlarında özel geometriden dolayı kuvvet uygulanması sırasında düzensiz ve büyük stres dağılımı olması nedeniyle, araştırmalarda genellikle kesme testi kullanılır.⁶⁴

Tulunoğlu ve Öktemer¹³³ çalışmalarında 9 mm çapında Ni-Cr alaşımından elde ettikleri disk şeklindeki örneklerin ortasına yaklaşık 3.5 mm çapında farklı rezin simanlar uygulamışlar ve kesme testi sonuçlarını karşılaştırmışlardır.

Yoshida ve Atsuda¹²⁶ disk şeklinde hazırlanan kıymetli metal alaşım yüzeylerine 5 mm iç çapı olan plastik halka yardımıyla rezin siman uygulamışlar ve örnekleri 0.5 mm/dk. hızla kesme testine tabi tutmuşlardır.

Ohkubo ve arkadaşları⁶⁹ çalışmalarında titanyum alaşımlarıyla 5 mm çapındaki rezin simanların yüzeyleri arasındaki bağlanma dayanımını 0.5 mm/dk. hızla çalışan, keski şeklindeki uçla universal test makinesinde test etmişlerdir.

Yanagida ve arkadaşları¹³⁴ titanyum alaşımdan elde ettikleri 10 mm çapındaki disk yüzeylerine 6 mm çaplı plastik halka yardımıyla rezin siman uygulamış, daha sonra 0.5 mm/dk. hızla kesme testi yapmışlardır.

Kahvecioğlu⁶⁴ yaptığı çalışmada 10 mm çapındaki metal örneklere 4 mm iç çapı olan halka yardımıyla rezin siman uygulayıp daha sonra başlık hızı 0.5 mm/dk. olan universal test makinesinde, keski şeklindeki uçla kesme testi uygulayarak bağlantı dayanımlarını ölçmüştür.

Bu çalışmada, yukarıdaki çalışmalara benzer şekilde 12 mm çapında 10 mm kalınlığında titanyum alaşım örneklerin ortasına 5 mm iç çapı olan halka ile Panavia F ve Multilink Sprint rezin siman uygulanmıştır. Daha sonra bu örnekler Instron test makinesinde 0.5 mm/ dk hızla kesme testine tabi tutulmuşlardır.

Örneklerin pürüzlendirme işlemleri yapıldıktan sonra yüzeylerin topografik analizini yapmak için SEM cihazı kullanılmıştır. SEM cihazı ile farklı büyütme yapılabilmesine karşın Uludamar'ın¹⁰⁰ yapmış olduğu çalışmadaki SEM büyütme değerleri göz önünde bulundurularak 100 ve 500'lük büyütmelerde görüntüler alınmıştır.

SEM görüntülerinde; en girintili çıkıntılı yüzey yapısının elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra Co-Jet uygulanan yüzeylerde olduğu görülmüş, bunu elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra kumlama yapılan grup takip etmiştir. Elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen ve elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra % 37' lik fosforik asit uygulanan yüzeylerin SEM görüntüleri, elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra hiç bir işlem yapılmayan grubun görüntülerine benzerlik göstermiştir. Bu benzerlikten hareket edilerek, lazer ve asit ile yapılan pürüzlendirmenin Ti-6Al-4V örneklerin yüzey yapısını değiştirmede etkili olmadığı kanaatine varılmıştır. Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan gruptaki örneklerin ise nispeten pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğu görülmüştür.

6 SONUÇ

1. Ti-6Al-4V örneklerin rezin siman ile bağlanma dayanımında;

- Uygulanan yüzey pürüzlendirme yöntemleri arasında elmas frez ile pürüzlendirme yapıldıktan sonra Co-Jet uygulanan grubun en yüksek değerleri verdiği, bunu elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra Al_2O_3 ile kumlanan grubun takip ettiği,

- En düşük bağlanma dayanımını ise yüzey işlemi yapılmayan grubun verdiği saptanmıştır.

- Elmas frez ile pürüzlendirilen örneklerin bağlanma dayanımı ile elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra lazer uygulanan örneklerin ve elmas frez ile pürüzlendirildikten sonra asit uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığı görülmüştür.

2- Kullanılan rezin simanlardan Alloy Primer ile birlikte kullanılan Panavia F, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin uygulandığı tüm gruplarda Multilink Sprint'e göre daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. İki rezin simanın Ti-6Al-4V'a bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3- SEM görüntülerinde, elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra Co-Jet uygulaması ve 50 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama, bağlantı yüzeyini en fazla artıran yüzey hazırlık işlemleri olarak bulunmuştur. En girintili çıkıntılı yüzey yapısı elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra Co-Jet uygulanan yüzeylerde görülmüş, bunu elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra kumlama yapılan grup takip etmiştir. Elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra Er:YAG lazer ile

pürüzlendirilen ve elmas frezle pürüzlendirme yapıldıktan sonra % 37' lik fosforik asit uygulanan yüzeylerin SEM görüntüleri, elmas frezle pürüzlendirme yapılan grubun görüntülerine benzerlik göstermiştir.

4- Kırılmaların tamamının adeziv başarısızlık şeklinde olması, rezin siman ve Ti-6Al-4V örnekler arasında gerçek anlamda kimyasal bir bağlantının sağlanamadığına işaret etmektedir.

KAYNAKLAR

1. Patrick P. İmplant diş hekimliğinde estetik yumuşak ve sert doku düzenlemeleri. İstanbul: Quintessence yayıncılık Ltd. Şti.; 2007: 1-7.
2. Yavuzylmaz H. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Dernegi Ankara Subesi Yayınları; 2003: 24-38.
3. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 10-92.
4. Davarpanah M, Martinez H. Clinical manual of implant dentistry. London: Quintessence; 2004: 123-158.
5. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. J Prosthet Dent 1992; 68: 809-812.
6. Montenegro AC, Machado AN, Depes Gouvea CV. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. Implant Dent 2008; 17: 451-460.
7. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 793-798.
8. Taira Y, Yoshida K, Matsumura H, Atsuta M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. J Prosthet Dent 1998; 79: 384-388.
9. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. Aust Dent J 2008; 53: 332-339.

10. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg* 2003; 21: 7-17.
11. Misch CE. Dental implant protezler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2009: 43-52
12. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, Tagawa Y, et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater* 2006; 22: 545-552.
13. Sharp B, Morton D, Clark AE. Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin-metal framework interface. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 617-622.
14. Ozcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 335-339.
15. Denizoglu S, Hanyaloglu CS, Aksakal B. Tensile bond strength of composite luting cements to metal alloys after various surface treatments. *Indian J Dent Res* 2009; 20: 174-179.
16. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 203-209.
17. Schmalz G. Modern concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Trans Acad Dent Mater* 1996; 9: 170-179.
18. Bengt Ö, Arnd FK, Carlsson GE. Prosthodontics principles and management strategies. Barcelona: Geoff Greenwood; 1996: 133-145
19. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis: Elsevier Mosby; 2005: 224-249.

20. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemigin farklı bukkio-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi,Doktora tezi, Ankara, 1998.
21. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent 1986; 56: 416-421.
22. Verzijden CW, Creugers NH, Van't Hof MA. A meta-analysis of two different trials on posterior resin-bonded bridges. J Dent 1994; 22: 29-32.
23. Shugars DA, Bader JD, White BA, Scurria MS, Hayden WJ, Jr., Garcia RI. Survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. J Am Dent Assoc 1998; 129: 1089-1095.
24. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora tezi, İstanbul, 2005.
25. Stevens PJ, Fredrickson, E.J., Gress M.L. Implant prosthodontics; clinical and laboratory procedures. St Louis: Mosby; 2000: 37-69.
26. Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, McKay ML. Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1995; 74: 487-492.

27. Tzakis MG, Linden B, Jemt T. Oral function in patients treated with prostheses on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 107-111.
28. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry, In; *Contemporary Implant Dentistry*. Misch CE, editor. St Louis: Mosby; 1999: 111-127.
29. Gürel G. Porselen Laminat Venerler. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; 2004: 68-87.
30. Tunali B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 1996: 67-133.
31. National institutes of health consensus development conference statement on dental implants June 13-15, 1988. *J Dent Educ* 1988; 52: 824-827.
32. Güngör H, Holoğlu B, Duymuş ZY. Dişhekimlerinin dental implant planlamasında kullanılan radyografi teknikleri konusundaki tercihlerinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008; 18: 60-65.
33. Türker M, Yücetaş S. Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Sti.; 1997: 125-137.
34. Palmer RM, Smith BJ, Howe LC, Palmer PJ. *Implants in clinical dentistry*. London: Martin Dunitz Ltd; 2005: 132-146.
35. Sandallı P. Oral implantoloji. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000: 97-114.
36. Özdemir T. Oral İmplantoloji. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları; 1998: 45-78.
37. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992; 1: 273-282.

38. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 76-94.
39. İplikçioğlu H. Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar. İstanbul: İmplantr; 2005: 67-98.
40. Buttel AE, Buhler NM, Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009; 119: 901-918.
41. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-363.
42. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. Missouri: Mosby, 2002: 156-174.
43. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. *J Dent Res* 1991; 70: 1014-1018.
44. Noort Rv. Introduction to dental materials. London: Mosby; 2002: 245-268.
45. Williams DF. In search of perfect dental materials. *Br Dent J* 1981; 151: 24-27.
46. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 410-414.
47. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43: 245-253.
48. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 4-7.
49. Schweitzer PA. Corrosion engineering handbook. . Newyork: Marcel Dekker Inc.; 1996.

50. Elias G, Elias T, Brantley WA, Watts DC. Dental materials in vivo aging and related phenomena. Hong Kong: Quintessence Publishing Co.; 2003: 147-154.
51. Zaimoğlu A. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: A. Ü. Basımevi; 1993: 89-97.
52. Lenz E. Der einfluss von fluriden auf das korrosionsverhalten von titan. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 351-354.
53. Brune D, Evje D, Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. Scand J Dent Res 1982; 90: 168-171.
54. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. J Prosthet Dent 2002; 88: 467-472.
55. Adhestop www.medinfo.dist.unige.it/adhestop/cp_titanium.htm. İtalya; [cited]; Available from.
56. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. Dent Clin North Am 2007; 51: 603-627.
57. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater 2008; 1: 30-42.
58. Niinomi M. Metallic biomaterials. J Artif Organs 2008; 11: 105-110.
59. Bayındır F, Korkut Ö, Güngör H. Potentiodynamic polarization technique for corrosion testing of Cr-Co and Cr-Ni alloys in artificial saliva and soft drinks. Materials Research Innovation 2010; 14: (in press).
60. Yasemin A. Açıklamalı dişhekimliği terimler sözlüğü. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 1998: 90.

61. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 800-808.
62. Pohler OE. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. *Injury* 2000; 31 Suppl 4: 7-13.
63. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Illinois: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1997: 265-283.
64. Kahvecioğlu S. Bir rezin simanın dört farklı metal alaşıma bağlanma dayanımına metal primerlerin etkisi Selçuk Üniversitesi, Doktora tezi, Konya, 2006.
65. Flood AM. Resin bonded prostheses: clinical guidelines. *Aust Dent J* 1989; 34: 209-218.
66. NaBadalung DP, Powers JM, Connelly ME. Comparison of bond strengths of denture base resins to nickel-chromium-beryllium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 566-573.
67. NaBadalung DP, Powers JM, Connelly ME. Comparison of bond strengths of three denture base resins to treated nickel-chromium-beryllium alloy. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 354-361.
68. Rothfuss LG, Hokett SD, Hondrum SO, Elrod CW. Resin to metal bond strengths using two commercial systems. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 270-272.
69. 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. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 50-57.

70. Lin TH, Chang HJ, Chung KH. Interfacial strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 158-162.
71. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Jr., Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 381-387.
72. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 24-30.
73. Usumez A, Inan O, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71: 196-200.
74. Watanabe I, Aoki T, Okabe T. Grindability of cast Ti-6Al-4V alloyed with copper. *J Prosthodont* 2009; 18: 152-155.
75. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15: 935-949.
76. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23: 1995-2002.
77. Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22: 425-433.

78. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23: 45-50.
79. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 1993; 9: 151-161.
80. Rubin R. Zirkonya altyapılı restorasyonların dişe bağlantı özelliklerinin incelenmesi İstanbul Üniversitesi, Doktora tezi, İstanbul, 2007.
81. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent* 2006; 19: 178-186.
82. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-235.
83. Atalı E. Lazer nedir? *Dentiss* 2007; 1: 22-25.
84. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 32-35.
85. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005; 21: 616-624.
86. White JM, Goodis HE, Rose CM. Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface. *J Calif Dent Assoc* 1991; 19: 55-58.
87. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 1991; 4: 40-42.

88. St-Georges AJ, Swift EJ, Jr., Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent* 2002; 27: 410-417.
89. Judy MM, Matthews JL, Aronoff BL, Hults DF. Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation. *Lasers Surg Med* 1993; 13: 528-536.
90. Gökner Y. Dişhekimliğinde lazer uygulamaları. İstanbul: Dentiss; 2007: 23-79.
91. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizioiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 451-455.
92. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, Rizioiu IM. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent* 2005; 30: 45-49.
93. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 135-141.
94. Açıkgöz O. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Erzurum: Edebiyat Fakültesi Ofset Tesisleri; 1996: 65-93.
95. Aykent F. Polikarboksilat ve Cam-iyonomer simanların diş-metal ve metal-metal yüzeylere bağlanma dayanımlarının araştırılması Selçuk Üniversitesi, Doktora tezi, Konya, 1993.
96. Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. *TDB Dergisi* 2002; 66: 32-39.

97. Roulet JF. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 1987; 18: 543-552.
98. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. Philadelphia: WB Saunders Company; 1991.
99. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-274.
100. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkisinin incelenmesi Selçuk Üniversitesi, Doktora tezi, Konya, 2007.
101. Jacobsen PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J* 1992; 42: 145-149.
102. Davidson C.L. Operatif diş hekimliğinde gelişmeler *Quintessence* 2006; 2: 161-172.
103. Ferrari M, Vichi A, Feilzer A. Operatif diş hekimliğinde gelişmeler güncel pratik uygulamalar. *Quintessence* 2006; 1: 95-107.
104. Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kois JC. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 27-66.
105. Panavia F 2.0 ürün kataloğu. Kuraray Dental 2009: 30-32.
106. Multilink Sprint kullanım klavuzu. Ivoclar Vivadent 2006: 1-7.
107. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18: 264-274.

108. Caputo AA, Hokama SN. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. *Quintessence Int* 1987; 18: 431-435.
109. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991; 4: 231-236.
110. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003; 28: 647-660.
111. Romanos GE, Gutknecht N, Dieter S, Schwarz F, Crespi R, Sculean A. Laser wavelengths and oral implantology. *Lasers Med Sci* 2009; 24: 961-970.
112. Report A. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 347-349.
113. Imbery TA, Evans DB, Koeppen RG. A new method of attaching cast gold occlusal surfaces to acrylic resin denture teeth. *Quintessence Int* 1993; 24: 29-33.
114. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Influence of surface oxidation of titanium on adhesion. *J Dent* 1998; 26: 69-73.
115. Matsumura H, Kamada K, Tanoue N, Atsuta M. Effect of thione primers on bonding of noble metal alloys with an adhesive resin. *J Dent* 2000; 28: 287-293.
116. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 450-455.
117. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent* 2006; 34: 436-443.

118. Sahafi A, Peutzfeldt A. Durability of the bond between resin composite cores and prefabricated posts. *Acta Odontol Scand* 2009; 1-6.
119. Maekawa K, Yoshida Y, Mine A, Fujisawa T, Van Meerbeek B, Suzuki K, et al. Chemical interaction of polyphosphoric acid with titanium and its effect on human bone marrow derived mesenchymal stem cell behavior. *J Biomed Mater Res A* 2007; 82: 195-200.
120. Takeuchi M, Abe Y, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Akagawa Y. Acid pretreatment of titanium implants. *Biomaterials* 2003; 24: 1821-1827.
121. Quaranta A, Maida C, Scrascia A, Campus G, Quaranta M. Er:Yag Laser application on titanium implant surfaces contaminated by *Porphyromonas gingivalis*: an histomorphometric evaluation. *Minerva Stomatol* 2009; 58: 317-330.
122. Menani LR, Ribeiro RF, Antunes RP. Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 141-147.
123. Schmage P, Sohn J, Ozcan M, Nergiz I. Effect of surface treatment of titanium posts on the tensile bond strength. *Dent Mater* 2006; 22: 189-194.
124. Fonseca RG, de Almeida JG, Haneda IG, Adabo GL. Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 262-268.
125. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dent Mater* 2010; 20: (in press).

126. Yoshida K, Atsuta M. Effect of MMA-PMMA resin polymerization initiators on the bond strengths of adhesive primers for noble metal. *Dent Mater* 1999; 15: 332-336.
127. Ohkubo C, Kono H, Tanaka Y, Watanabe I. Shear bond strength of resin composite to magnetic Fe-Pt alloy. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 478-482.
128. Barkmeier WW, Latta MA. Laboratory evaluation of a metal-priming agent for adhesive bonding. *Quintessence Int* 2000; 31: 749-752.
129. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 107-118.
130. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195-200.
131. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont* 2008; 17: 92-96.
132. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-362.
133. Tulunoglu IF, Oktmer M. Tensile strength and microleakage of the bond between a nickel-chromium alloy and a visible light-cured resin composite: effect of 4-META, silicoating, and bead retention. *Quintessence Int* 1997; 28: 447-451.
134. Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. *Am J Dent* 2001; 14: 291-294.

