



**T.C.  
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI DENTAL İMPLANT ABUTMENT MATERYALLERİNE  
DEĞİŞİK SİMANLARIN BAĞLANMA DAYANIMININ  
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan**

**Burak KARAMAN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Tezi**

**Danışman**

**Dr. Öğr. Üyesi Bilâl HOLOĞLU**

**TOKAT – 2018**



**T.C.  
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI DENTAL İMPLANT ABUTMENT MATERYALLERİNE  
DEĞİŞİK SİMANLARIN BAĞLANMA DAYANIMININ  
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan**

**Burak KARAMAN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Tezi**

**Danışman**

**Dr. Öğr. Üyesi Bilâl HOLOĞLU**

**TOKAT – 2018**

T.C.  
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

FARKLI DENTAL İMPLANT ABUTMENT MATERYALLERİNE DEĞİŞİK  
SİMANLARIN BAĞLANMA  
DAYANIMININ İNCELENMESİ

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 12/10 /2018

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr. İbrahim DURAN

Üye : Dr.Öğr.Üyesi Bilal HOLOĞLU

Üye: Dr.Öğr.Üyesi Kaan YERLİYURT

İmzası



T.C.  
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(12/10/2018)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Buak KARAMAN

İmzası



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bu yana bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, asistanı olmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam Sn. Dr. Öğr. Üyesi Bilâl HOLOĞLU'na

Bölümümüzün değerli hocaları Sn. Dr. Öğr. Üyesi Işıl SARIKAYA, Sn. Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT ve Sn. Dr. Öğr. Üyesi Yeliz HAYRAN'a

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarım, fakültemiz personeli ve teknisyen arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde büyük payı olan, her zaman arkamda olup beni destekleyen sevgili aileme sonsuz teşekkürü bir borç bilirim...

## İTHAF

Çok değerli aileme ithaf ediyorum...

## ÖZET

Farklı Dental İmplant Abutment Materyallerine Değişik Simanların Bağlanma Dayanımının İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı farklı yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan farklı dental implant abutment materyallerine çeşitli simanların bağlanma dayanımının karşılaştırılmasıdır.

**Gerekçe:** Çalışmamızda, Grade 4, Grade 5, zirkonyum materyallerinin her birinden 72 adet olmakla birlikte toplam 216 adet örnekle çalışılmıştır. Her 72 örnek içeren dental implant abutment materyali grubunda 24'er örnek içerecek şekilde pürüzlendirme, kumlama ve kontrol grubu olmak üzere üç yüzey işlemi uygulanmıştır. Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra örneklerin SEM görüntüleri alınmıştır. Simantasyon öncesi çalışma modelleri bir kalıp aracılığıyla akril blok içerisine gömülmüş ve sonrasında ultrasonik temizleme işlemi uygulanmıştır. Hazırlanan kompozit örnekler 500 gr'lık sabit kuvvet altında bir düzener aracılığıyla örnekler simante edilmiştir. Simantasyonun ardından, oda sıcaklığında 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir. Bağlanma dayanımının ölçülmesinde; örnekler kesme kuvveti deneyi uygulanmıştır. Test düzeneğine yerleştirilen örnekler kesme kuvveti başlık hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde arayüzden uygulanmıştır ve ayrılmanın gerçekleştiği andaki Newton değeri yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden kaydedilmiştir. İstatistiksel değerlendirme; veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normallik koşulu sağlandıktan sonra materyal, yüzey işlemi ve siman faktörlerine göre bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri univariate ANOVA ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama  $\pm$  standart sapma olarak sunuldu. Anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

**Bulgular:** Materyal ana etkisi bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,027$ ). Grade 4 ve Grade 5 titanyumlar arasında istatistiksel olarak bir fark bulundu (Grade 4 Titanyum için  $5,81 \pm 3,39$  ve Grade 5 Titanyum içinde  $5,60 \pm 3,38$ ), zirkonyumun ortalama değeri ise diğerlerinden farklı değildir ( $5,67 \pm 3,39$ ). Simanların ana etkileri bağlanma değerleri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ( $p < 0,001$ ). En düşük ortalama değer implant simanda ( $4,42 \pm 2,97$ ) elde edilirken en yüksek ortalama değer rezin simanda ( $7,78 \pm 3,17$ ) elde edilmiştir. Materyal ve yüzey işlemi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=1,00$ ). Benzer şekilde materyal\*siman ve yüzey işlemi\*siman etkileşimleri de istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p$  değerleri sırasıyla 0,999 ve 0,297). Materyal, yüzey işlemi ve siman'a ait 3'lü etkileşimlerde bağlanma dayanımları üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değildir ( $p=1,000$ ).

Sonuçlar: En yüksek bağlanma dayanımının rezin simana ait olduğu görüldü, bunu polikarboksilat siman takip etti, en zayıf bağlanma dayanımının ise implant simanında olduğu görüldü. En düşük bağlanma dayanımı tüm örneklerde yüzey işlemi uygulanmayan kontrol gruplarında saptanmıştır, en yüksek bağlanmanın frezle pürüzlendirilen grupta olduğu görüldü. SEM görüntüleri incelendiğinde en pürüzlü yüzeylerin frezle pürüzlendirilen örneklere ait olduğu görüldü ve bunu kumlama ile pürüzlendirilen örnekler takip etti.

Geçici simantasyon amacıyla kullanılan implant simanlarının bağlanma dayanımı, abutment yüzeylerine uygulanan pürüzlendirme işlemlerinden etkilenmektedir. Farklı abutment materyalleri kullanılması bu sonucu değiştirmemektedir.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, zirkonyum, yüzey pürüzlendirme, simantasyon, makaslama testi



## ABSTRACT

Evaluation Of The Bonding Strengths Of Different Cements For Different Dental Implant Abutment Materials

**Aim:** The purpose of this study is to compare the bonding strengths of various cements on different dental implant abutment materials which were subjected to different surface treatment processes.

**Method:** In our study, Grade 4, Grade 5 titanium materials and zirconium materials, 72 pieces of each, totally 216 samples were studied. Each abutment material group which consisted of 72 samples, were divided into three subgroups (24 samples each) according to used surface treatment techniques; roughing group, sand blasting group and non-treated group. After the surfaces of the samples were treated, scanning electron microscopic (SEM) views of abutment materials were obtained. Before luting, the abutment samples were embedded in acrylic blocks via using a mould and then the cleaning process was carried out with ultrasonic method.

The prepared composite samples were cemented to surface treated abutment samples by a device which using 500 gr press force. After cementation, the samples were kept at room temperature, in distilled water for 24 hours.

For bonding strength measurement, shear force test was applied to the samples. For the samples placed in the test set, the shear force was applied at the interface such that the head speed was 0.5 mm/minute, and the Newton value, which was obtained at the time of separation, was divided by surface area and was recorded in MPa.

For statistical evaluation, obtained data were analysed by IBM SPSS V23 Programme. Normal distribution of the data was examined by Shapiro Wilk test. After the condition of normality was established, the effects on bond strength according to material, surface treatment and cementing factors were examined by univariate ANOVA test. Analysis results were presented as mean  $\pm$  standard deviation. The significance level was  $p < 0.05$ .

**Results:** Material's main effect on bonding strength was statistically significant. ( $p = 0.027$ ) There was a statistically significant difference between Grade 4 and Grade 5 titanium abutment materials (for Grade 4 titanium material  $5.81 \pm 3.39$  and for Grade 5 titanium material  $5.60 \pm 3.38$ ), but the average value of zirconium material did not differ from the others ( $5.67 \pm 3.39$ ). Cements' main effects had a significant impact on bonding strengths ( $p < 0.001$ ). The dental implant cement had the lowest average value ( $4.42 \pm 2.97$ ) but the resin cement had the highest average value ( $7.78 \pm 3.17$ ). There was no significant relation between the abutment materials and the surface treatment techniques ( $p = 1.00$ ). Similarly, the interactions between the abutment materials and cements,

surface treatment techniques and cements were not statistically significant. (p values were 0.999 and 0.297, respectively) The triple interactions between the abutment materials, the surface treatment techniques and the cement materials had not significant impacts on the bonding strengths. (p=1.000)

Conclusion: As concluded, according to our study's findings the highest bonding strength was detected with resin cement material which was followed by the polycarboxylate cement material and the lowest bonding strength was detected with the implant cement material. By the surface treatment techniques' perspective, the highest bonding strength values were detected with roughened abutment surfaces (roughened by drills) and the lowest bonding strength values were detected in control (non-treated) abutment surfaces. When SEM views were evaluated, the most roughened surfaces were seen on abutment samples which were roughened by drills and drill-roughened abutment samples were followed by sand blasted abutment samples' surfaces.

The bonding strength of implant cement, the cement materials which are used for provisional cementation, is affected by the roughening treatments applied to the abutment surfaces. The use of different abutment materials does not alter this result.

Keywords: Titanium, zirconium, surface processing, cementation, shear test

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
TABLolar.....	xiii
ŞEKİLLER.....	xiv
KISALTMALAR VE SEMBOLLER.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplant Materyallerinin Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Dental İmplant.....	5
2.2.1. Dental İmplantların Endikasyonlar.....	6
2.2.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları.....	6
2.3. İmplant Destekli Protezler.....	7
2.3.1. İmplant destekli Protezlerin Avantajları.....	7
2.3.2. İmplant destekli Protezlerin Planlanması.....	7
2.3.3. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması.....	8
2.3.4. Dental İmplant Materyallerinde Bulunması İstenen Özellikler.....	9
2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	9
2.4.1. Endoteal İmplantlar.....	9

2.4.2. Subperiosteal İmplantlar.....	9
2.4.3. Endodontik İmplantlar.....	9
2.4.4. İntramukozal İmplantlar.....	9
2.4.5. Kemik Yerine Konan İmplant Materyalleri.....	10
2.5. Dental İmplant Bileşenleri.....	10
2.6. Dental İmplant Abutmenti.....	10
2.6.1. İmpant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri.....	11
2.6.1.1. Siman bağlantılı implant abutmentler.....	11
2.6.1.1.1. Standart abutmentler.....	11
2.6.1.1.2. Uyumlandırılmış abutmentler.....	12
2.6.1.1.3. Tamamen kişisel abutmentler.....	12
2.6.1.1.4. Bilgisayar desteği ile üretilen abutmentler.....	12
2.6.1.1.5. Seramik abutmentler.....	12
2.6.1.2. Siman bağlantılı abutmentlerin avantajları.....	12
2.6.1.3. Siman bağlantılı abutmentlerin dezavantajları.....	13
2.6.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentler.....	13
2.6.2.1. Vida tutuculu abutmentlerin avantajları.....	13
2.6.2.2. Vida tutuculu abutmentlerin dezavantajları.....	13
2.6.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri.....	13
2.7. İmplant Destekli Protezlerde Abutment Seçimi.....	14
2.8. Dental İmplant Materyalleri.....	14
2.8.1. Materyaller Çeşidine Göre Abutmentler.....	15
2.8.1.1. Titanyum abutmentler.....	16
2.8.1.2. Seramik abutmentler.....	22
2.8.1.2.1 Zirkonyum.....	24
2.8.1.3. Kompozit rezin abutmentler.....	29

2.8.1.3.1. Fiberle güçlendirilmiş abutmentler.....	29
2.8.1.4. PEEK abutment.....	29
2.8.2. Parça Sayısına Göre İmplant Abutmentler.....	31
2.8.2.1. Tek parçalı.....	31
2.8.2.2. İki parçalı.....	31
2.9. Simantasyon.....	31
2.9.1. Simanlar.....	32
2.9.2. Yapıştırma Amacıyla Kullanılan Simanların Tutuculuk Özellikleri.....	33
2.9.3. Çinko Fosfat Siman.....	33
2.9.4. Fenolat Simanlar.....	34
2.9.4.1. Çinko oksit öjenol simanlar.....	34
2.9.4.2. Kalsiyum hidroksit simanlar.....	35
2.9.5. Çinko Polikarboksilat Simanlar.....	36
2.9.6. Cam İyonomer Simanlar.....	37
2.9.6.1. Geleneksel cam iyonomer siman.....	37
2.9.6.1.1. Geleneksel cam iyonomer simanın içeriği.....	37
2.9.6.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar.....	39
2.9.6.2.1. Rezinle modifiye cam iyonomer simanın içeriği.....	39
2.9.6.3. İmplant simanı.....	40
2.9.7. Rezin Simanlar.....	40
2.9.7.1. İnorganik doldurucu.....	41
2.9.7.2. Organik matriks.....	42
2.9.7.3. Ara faz.....	42
2.9.7.4. Silan bağlayıcı ajanlar.....	42

2.9.7.5. Kimyasal olarak sertleşen(otopolimerizan) rezin simanlar.....	43
2.9.7.6. Işıkla sertleşen rezin simanlar.....	43
2.9.7.7. Dual sertleşen rezin simanlar.....	44
2.10. Adezyon.....	46
2.11. Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri.....	47
2.11.1. Elmas Frezler İle Pürüzlendirme.....	47
2.11.2. Kuşlama İle Pürüzlendirme.....	47
2.11.3. Asitle Pürüzlendirme.....	48
2.11.4. Lazer İle Pürüzlendirme.....	49
2.12. Taramalı Elektron Mikroskopu.....	49
2.13. Bağlanma Testleri .....	49
3. MATERYAL VE METOD.....	51
3.1. Gereç Ve Yöntem.....	53
3.1.1. Örneklerin Hazırlanması.....	53
3.1.2. Örneklerin Yüzey Hazırlıklarının Yapılması.....	55
3.1.2.1. Elmas frezle pürüzlendirilen grup.....	55
3.1.2.2. Kuşlama ile pürüzlendirilen grup.....	56
3.1.2.3. Yüzey işlemleri yapılmayan grup.....	57
3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozitlerin Hazırlanması.....	57
3.2.1. Panavia F Rezin Siman Uygulanan Grup.....	60
3.2.2. Çinko Polikarboksilat Siman Uygulanan Grup.....	62
3.2.3. İmplant Simanı Uygulanan Grup.....	62
3.3. Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi.....	64
4. BULGULAR.....	66
4.1. Çalışma Örneklerinin Yüzey SEM Analizi.....	66

4.1.1. Yüzeylerin SEM Bulguları.....	67
4.2. İstatistiksel Değerlendirme.....	81
5. TARTIŞMA.....	85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	98
7. KAYNAKÇA.....	99
ÖZGEÇMİŞ.....	113



## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. Titanyumun fiziksel ve mekanik özellikleri.....	17
Tablo 2.2. Geleneksel ve adeziv siman karşılaştırma.....	45
Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan örneklerin sayı ve sınıflaması .....	52
Tablo 4.1. Univariate analiz sonuçları.....	81
Tablo 4.2. Tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları.....	82





## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Endosteal implant yapımında kullanılan materyaller ve sık kullanılan isimleri.....	15
Şekil 2.2. Titanyum alaşım formları.....	18
Şekil 2.3. Titanyum korozyon grafiği.....	19
Şekil 2.4. Rematitan (Dentaron) elektrikli ark ve basınç/vakum ile döküm yapılan sistem .....	21
Şekil 2.5. Ticast Super R (Selec) elektrik ark ve santrifüj ile döküm yapılan sistem.....	22
Şekil 2.6. Zirkonyumun fazları.....	24
Şekil 2.7. Zirkonyum transformasyon sertleşmesi.....	25
Şekil 2.8. Kuşlama ile pürüzlendirme grafiği.....	48
Şekil 2.9. Gerilme tipleri.....	50
Şekil 3.1. Titanyum örnek çapı.....	53
Şekil 3.2. Zirkonyum örnek çapı.....	54
Şekil 3.3. Hassas kesme cihazı.....	54
Şekil 3.4. Hassas kesme cihazında kesilen örnekler.....	55
Şekil 3.5. Kullanılan porselen bitirme frezleri.....	55
Şekil 3.6. Kuşlama cihazı.....	56
Şekil 3.7. Kuşlamada kullanılan kum partikülleri.....	56
Şekil 3.8. Yüzey pürüzsüzlendirme cihazı.....	57
Şekil 3.9. Kompozit örneklerin hazırlanması.....	58
Şekil 3.10. Hazırlanan kompozit örnek.....	58
Şekil 3.11. Kompozit örneğin çapı.....	58
Şekil 3.12. Örneklerin akrile gömülmesinde kullanılan silikon kalıp.....	59
Şekil 3.13. Örneklerin akrile gömülmesinde kullanılan silikon kalıp.....	59

Şekil 3.14. Ultrasonik temizleyici.....	60
Şekil 3.15. Panavia F rezin siman uygulama katoloğu.....	60
Şekil 3.16. Panavia F rezin siman.....	61
Şekil 3.17. Taşan siman fazlalığını temizlemede kullanılan fırça.....	61
Şekil 3.18. Oksijen bloke edici ajan.....	62
Şekil 3.19. Çinko polikarboksilat siman.....	62
Şekil 3.20. İmplant simanı.....	63
Şekil 3.21. 500 gr ağırlık.....	63
Şekil 3.22. 500 gr'lık ağırlığın düzenek aracılığıyla uygulanması.....	64
Şekil 3.23. Test cihazı.....	65
Şekil 3.24. Çalışma modelinin test cihazına sabitlenmesi.....	65
Şekil 3.25. Makaslama testinin uygulanması.....	66
Şekil 3.26. Makaslama testi uygulanmış modeller.....	66
Şekil 4.1. SEM.....	67
Şekil 4.2. Grade 4 titanyum pürüzsüz x100.....	67
Şekil 4.3. Grade 4 pürüzsüz x500.....	68
Şekil 4.4. Grade 4 titanyum pürüzsüz x1000.....	68
Şekil 4.5. Grade 4 titanyum frezleme x100.....	69
Şekil 4.6. Grade 4 titanyum frezleme x500.....	69
Şekil 4.7. Grade 4 titanyum frezleme x1000.....	70
Şekil 4.8. Grade 4 titanyum kuşlama x100.....	70
Şekil 4.9. Grade 4 titanyum kuşlama x500.....	71
Şekil 4.10. Grade 4 titanyum kuşlama x1000.....	71
Şekil 4.11. Grade 5 titanyum pürüzsüz x100.....	72
Şekil 4.12. Grade 5 titanyum pürüzsüz x500.....	72
Şekil 4.13. Grade 5 titanyum x1000.....	73

Şekil 4.14. Grade 5 titanyum frezleme x100.....	73
Şekil 4.15. Grade 5 titanyum frezleme x500.....	74
Şekil 4.16. Grade 5 titanyum frezleme x1000.....	74
Şekil 4.17. Grade 5 titanyum kuşlama x100.....	75
Şekil 4.18. Grade 5 titanyum kuşlama x500.....	75
Şekil 4.19. Grade 5 titanyum kuşlama x1000.....	76
Şekil 4.20. Zirkonyum pürüzsüz x100.....	76
Şekil 4.21. Zirkonyum pürüzsüz x500.....	77
Şekil 4.22. Zirkonyum pürüzsüz x1000.....	77
Şekil 4.23. Zirkonyum frezleme x100.....	78
Şekil 4.24. Zirkonyum frezleme x500.....	78
Şekil 4.25. Zirkonyum frezleme x1000.....	79
Şekil 4.26. Zirkonyum kuşlama x100.....	79
Şekil 4.27. Zirkonyum kuşlama x500.....	80
Şekil 4.28. Zirkonyum kuşlama x1000.....	80
Şekil 4.29. Materyallere ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	83
Şekil 4.30. Yüzey işlemlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	83
Şekil 4.31. Simanlara ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	84
Şekil 4.32. Etkileşimlere ait ortalama ve standart sapma grafiği.....	84

## KISALTMALAR VE SEMBOLLER

% : Yüzde

FeTiO<sub>3</sub> : İlmenit

TiO<sub>2</sub> : Rutil

< : Küçüktür

~ : Yaklaşık - ±

µg/mm<sup>3</sup> : mikrogram/milimetreküp

µm : mikrometre

3Y- TZP : Yitriyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

ADA : American Dental Association-Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Al<sup>+3</sup> : Alüminyum

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> : Alümina – Alüminyum Oksit

Ar : Argon Gazı

ASTM : American Society for Testing and Materials – Amerikan Test ve Malzemeler Derneği

at% : Atomik yüzde

BaSO<sub>4</sub> : Baryum sülfat

BIS-GMA : Bisfenol A Glikol Dimetakrilat

Ca<sup>+2</sup> : Kalsiyum

CAD : Computer Aided Designe – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM : Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

CaO : Kalsiyum Oksit

CBS : Crystalline Bone Screw – Kristal Kemik Vidası

CeO<sub>2</sub> : Seryum(IV) Oksit

CIS : Cam İyonomer Siman

CpTi : Ticari Saf Titanyum

dk : dakika

EBA : Etoksi Benzoik Asit

Er,Cr:YSGG laser : Erbium, Cromium: Yttrium Scandium Galium Garnet Laser

Er:YAG laser : Erbium: Yttrium Aluminium Garnet Laser

F<sup>-1</sup> : Flor

FDA : Food and Drug Administration-Gıda ve İlaç Dairesi

g/mol : gram/mol

GCİS: Geleneksel Cam İyonomer Siman

GPa : Giga Pascal

gr : Gram

H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> : Sülfirik Asit

H<sub>3</sub> PO<sub>4</sub> : Fosforik Asit

HCl : Hidroklorik Asit

HEMA : 2- Hidroksietil Metakrilat

HF : Hidroflorik Asit

HIP : Hot Isostatic Pressing -Tam Sinterlenmiş

HPP : High Performance Polymer – Yüksek Performanslı Polimer

K<sup>+1</sup> : Potasyum

kg/cm<sup>2</sup> : kilogram/santimetrekare- pound/inch<sup>2</sup>

La<sup>+3</sup> : Lantanum

La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> : Lantanum Oksit

Laser : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation-Uyarılmış Radyasyon Yayılımı ile Işığın Güçlenmesi

LED : Light Emitting Diod – Işık Yayan Diyot

MDP : 10-Methacyloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate

Mg- PSZ : Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

MgO : Magnezyum Oksit

mm : Milimetre

mm/dk : milimetre/dakika

mm/dk : milimetre/dakika

mm<sup>2</sup> : milimetrekare

MN/m<sup>2</sup> : MegaNewton/metrekare

MPa : Mega Pascal – N/mm<sup>2</sup>

MRI : Magnetic Resonance Imaging – Manyetik Rezonans Görüntüleme

N : Newton

Na<sup>+1</sup> : Sodyum

nm : Nanometre

Non HIP : Non Hot Isostatic Pressing - Kısmi Sinterlenmiş

NPM : Non Price Metal - Değerli Olmayan Metal

° : Derece

°C : Santigrat

p : perfectus – probability – istatistiksel anlamlılık

PEEK : Polietereterketon

PSI : Pounds per square inch-inçkareye pound cinsinden uygulanan kuvvet

PSZ : Parsiyel Stabilize Zirkonya

RMCİS : Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

SEM : Scanning Electron Microscope-Taramalı Elektron Mikroskobu

SFE : Surface Free Energy – Serbest Yüzey Enerjisi

SiO<sub>2</sub> : Silika

sn : Saniye

Sr<sup>+2</sup> : Stronsiyum

SrO : Stronsiyum Oksit

TEG DMA : Trietilen Glikol Dimetakrilat

Ti : Titanyum

Ti-6Al-4V : Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum

Ti-6Al-4V-ELI : Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum Extra Low İnterstitial Alloys

TiCl<sub>4</sub> : Titanyum Tetraklorid

Ti-Zr : Titanyum ve Zirkonyum Alaşımı

UDMA : Urethan Dimetakrilat

W/m.K : ısı iletkenlik katsayısı -  $\lambda$

wt% : ağırlık yüzdesi

Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> : İttriyum(III) Oksit

Y-TZP : Yttriyum İle Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit

Zn<sup>+2</sup> : Çinko

ZnO : Çinko Oksit

ZrO<sub>2</sub> : Zirkonyumdioksit

ZrSiO<sub>4</sub> : Zirkonyumsilikat

ZTA : Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina

⊖ : değme açısı

## 1. GİRİŞ

Geçtiğimiz yıllar içerisinde implant destekli restorasyonlar oldukça artmış, kısmi dişsizliğe sahip hastaların çoğunluğu dental implantları tercih eder hale gelmiştir(Kurt ve ark., 2013). Günümüzde implant üst yapısında farklı abutment materyalleri kullanılmaktadır. Bunlar Grade 4, Grade 5 titanyumun yanısıra zirkonyum oksit esaslı abutmentlardır.

Simante implant üstü protezlerde en sık karşılaşılan problem, gerekli olduğu durumda implant üst yapısını oluşturan kronun abutment yapısından uzaklaştırılması esansında uygulanan kuvvete bağlı olarak gerek kronunda gerekse abutment bölgesinde meydana gelen kırılmalardır. Günümüzde bu amaçla implant rezin siman materyali geliştirilmiştir.

Kayıp diş ve diş dokularının estetik ve biyolojik olarak uyumlu ve doğalına en uygun şekilde yerine koyacak malzemenin bulunması ayrıca bu malzemelerin çiğneme kuvvetlerine de direnç sağlaması diş hekimliğinde yıllardır süren bir arayıştır.

Dental implantların 90'lı yıllardan bu yana rutin şekilde kullanımının artması diş hekimliğinde büyük bir değişim yaratmıştır. Ülkemiz bu değişimden 2000'li yıllarda etkilenmiştir. Önümüzdeki yıllarda diş hekimliğinin ne boyutta olacağı ön görülemezle birlikte hareketli protez ve köprü restorasyonlarının gittikçe azalacağı düşünülmektedir(Misch, 2005).

Dental implant terimi; hareketli veya sabit protezlerde tutuculuk ve desteği sağlayan, çene kemiklerinin içerisine ve/veya üzerine, ağız mukozasının ve/veya periostun altına yerleştirilen, sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlayan alloplastik apareyleri tanımlar(Ferro ve ark., 2017).

Dental implant abutment terimi; sabit ya da hareketli protezlerin desteklenmesine ve/veya tutuculuğuna aracılık eden implant parçasına verilen isimdir(Ferro ve ark., 2017). Günümüzde vida tutuculu, ataşman tutuculu ve siman bağlantılı olmak üzere üç tip dental implant abutmenti mevcuttur(Misch, 2005). Kullanım sıklığına bakıldığında siman bağlantılı implant abutmentleri diğerlerine göre daha fazla kullanılmaktadır(Squier ve ark., 2001).



Abutmentler ile simanların bağlanımını artırmak amacıyla farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmaktadır(Matsuyama ve ark., 2003). Birçok çalışmada farklı çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan örnekler çeşitli simanlar kullanılarak yapıştırma sağlanmış ve örnekler in vitro deneylerde test edilmiştir(Sharp, Morton ve Clark 2000).

İn vitro çalışmalar; diğer test yöntemleriyle karşılaştırıldığında daha kesin, daha hızlı ve daha kontrol edilebilir sonuçlar vermektedir(Misch, 2005). Piyasaya yeni sürülen bir materyalle ilgili çalışmaların ilk olarak klinik denemelerle yapılması etik ve yasal sorunlara yol açabilmektedir. Bu tarz problemler in vitro testleri önemli hale getirmektedir(Misch, 2005).

Çalışmamızda farklı dental implant abutment materyallerine uygulanan farklı simanların çeşitli yüzey işlemlerinde bağlanma dayanımına baktık. Bu çalışma in vitro olarak 3 farklı dental implant materyalinin 3 farklı yüzey işleminde 3 farklı simanla bağlanma dayanımı etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amacıyla yapılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1.DENTAL İMPLANT MATERYALLERİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ

İmplantların yapımında kullanılan materyallere tarihsel olarak kısaca bakacak olursak, Maya Uygarlığı döneminde implant malzemesi olarak kullanılmış deniz hayvanı kabuklarının yapısında büyük oranda hidroksilapatit bulunduğu göz önüne alındığında, hidroksiapatit ilk implant malzemesi olarak karşımıza çıkmaktadır(Zeren, 2016).

Amerika, Avrupa ve Yakın Doğu'da, çok eski tarihlere ait antropolojik bulgular, kaybedilen dişlerin yerine, insan ve hayvan dişleri, kemik, fildişi ve sedef gibi malzemelerin kullanıldığını göstermektedir. İlk kez M.S.1100'lü yıllarda İspanya'da, kaybedilen dişlerin yerine dişlerin retransplantasyonu ve transplantasyonu medikal olarak kabul edilebilir bir tedavi prosedürü olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle 18. yüzyıl Fransa ve İngiltere'sinde, genç bireylerden para karşılığında alınan dişlerin varlıklı kişilere transplantasyonu popüler olmuştur. Ancak, yüksek başarısızlık oranının yanında hastalık kapma riski yüzünden, bu metoda yönelik eleştiriler artmıştır. 1950'li yıllarda ototransplantasyon da dental literatürde görülmeye başlanmıştır. Restore edilemeyen 1. molar dişin çekiminin ardından, gömülü 3. molar diş, 1. molar dişin yerine transplante edilmiştir. Bu yöntem %50 oranında başarı sağlamıştır ancak daha sonraları bu yöntemden vazgeçilmiştir(Türk, 2010). 18. ve 19. yüzyıllarda bilim alanındaki gelişmelerle birlikte, çene kemiklerinde eksik dişlerin yerine yabancı materyallerin yerleştirilme girişimleri olmuştur. 1809'da Maggiolo, diş kökü şeklindeki altını implant diş hekimliğine tanıtmıştır. 1888'de Perry, 1891'de Znamensky, diş köklerine benzeyen kauçuk, altın, seramik ve fildişi gibi alloplastik materyalleri, yapay alveol içine implante etmiştir(Türk, 2010). 1891'de Hartmann, ilk kez implantların endikasyonunu genişletmiş ve protezlerin, implante edilmiş alloplastik diş köklerine vidalanmasını önermiştir. Ancak, kök şeklindeki implantların çok sayıda başarısızlığının bulunması, bu uygulamanın terk edilmesini hızlandırmıştır(Türk, 2010).

1906 yılında ilk içi boş tarz (hallow) iridyum-platinyum alaşımı implant Greenfield tarafından tanıtılmıştır. Bu tarihten sonra paslanmaz çelik ve vitalyum alaşımların geliştirilmesi ile 1930'lı yıllara kadar bu malzemelerden üretilmiş implantlar kullanılmıştır. Vitalyum 1936'da krom-kobalt ve molibdenin birleşiminde geliştirilmiş ve önceleri protezlerde, daha sonraları ise implantların üretiminde yaygın olarak kullanılmıştır. Vitalyumun elastisite modülü yüksektir ve döküme uygun bir materyal olduğundan subperiostal implant yapımında çok sık kullanılmıştır. Strock, vitalyumdan üretilen implantları kemik içerisine yerleştirmeyi başarmış ve on beş yıl gibi uzun bir süre boyunca bu implantlarla yapılan restorasyonların başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmiştir. Aynı araştırmacı implantların biyolojik olarak uyumlu olmaları gerektiğini

ve bazı metallerin galvanik akım sonucunda korozyona uğradıklarını da bildirmiştir. 1940'larda iğne şeklindeki implantların üretiminde Tantalum kullanılmıştır. 1950'lerde Formiggi tarafından paslanmaz çelikten üretilen kemik içi implantlar ağızda 25 yıla yakın süre kalmıştır(Zeren, 2016).

Polimetilmetakrilat ve polifloroetilen, implant materyali olarak ilk kez 1930'lu yıllarda kullanılmıştır. Bu materyaller diğer biyomateryaller ile karşılaştırıldığında daha kompleks yapıya ve yüksek molekül ağırlığına sahiptir. Ayrıca daha yumuşak ve esneklerdir. Polimerlerin düşük mekanik özelliklere sahip olmaları implant materyali olarak kullanılmasını engellemektedir(Mathew, Shenoy ve Ravishankar, 2018).

1960'lı yıllarda implantolojide karbon ve karbon bileşikleri tanıtılmıştır. Vitroz karbonun biyoyumlu bir materyal olması düşük konakçı cevabı sayesinde. Yapılan çalışmalar kemikle arasındaki bağlantının hidroksiapatit kaplama yüzeylerle benzediğini göstermiştir. Karbon metalik implantlarla karşılaştırdığımızda inert bir materyaldir. Ancak kırılma dayanıklılığının oldukça düşük olmasının yanında elektriksel ve termal iletkenliği de yüksektir(Mühlemann ve ark., 2018).

Linkow'un 1968'de endosteal blade implantları geliştirmesiyle implant diş hekimliğinde modern çağ başlamıştır. Vitalyumdan üretilen blade implantlar dişsiz dar bölgelerde kullanılabilen ilk implantlardır. Amerika Birleşik Devletleri ve Avrupa'da bir süre çok yaygın olarak kullanılmıştır(Güzel, K., G., Meşe, A., Dündar, 2006).

1950'lerde Brånemark'ın başladığı deneysel çalışmalar sayesinde implant gelişimi yön değiştirmiştir. İsveçli bir ortopedik cerrah olan Per-Ingva Brånemark, tavşanın femur kemiği içine yerleştirdiği titanyum parçaların kemikle kaynaştığını gözlemlemiştir. Brånemark 1960'lı yıllarda İsveç'teki çalışmalarına köpekler ve insanlar üzerinde devam etmiş ve 1969'da osseointegrasyonun tanımını ortaya koymuştur. Brånemark'ın titanyum implantlarla elde ettiği başarıyı yayınlaması diğer araştırmacıların da implant çalışmalarında titanyuma yönelmesini sağlamıştır(Zeren, Z. 2016). Brånemark'ın kendisi tarafından tasarlanan iki-aşamalı titanyum silindirik implantların kontrollü, prospektif çalışmaları ve elde ettiği başarı oranları 1978'de Toronto Konferansı'nda kendisi tarafından sunulmuştur. Dental implantların kullanımının Kuzey Amerika'da kabul görmesi ile implantoloji biliminde devrim gerçekleşmiştir(Moilanen ve ark., 2018). Brånemark'ın özgün tasarımı beş bileşenden oluşur; bunlar implant, abutment, abutment vidası, kron ve tutucu vidadır. Brånemark'ın bu tasarımı süratle tüm tasarımların yerini almıştır ve halen en yaygın şekilde kullanılan tasarım olmakla beraber günümüzde kullanılan tasarım ve konseptlerin de hepsi orijinal Brånemark tasarımının birer modifikasyonudur(Zeren, 2016).

Estetiğin iyileştirilmesi amacıyla 1960'lı yılların sonlarına doğru, titanyum implantlara alternatif olarak seramik implantlar da üretilmeye başlanmıştır. İlk üretilen seramik implantlar alüminyumoksit ( $Al_2O_3$ ) esaslıdır(Andreiotelli, Wenz ve Kohal, 2009). Ağız içerisinde kullanılan ilk seramik esaslı implantlar Sandhaus tarafından

üretileen kristalin vida implantlardır(CBS: crystalline bone screw). Ancak CBS Ortalama 5 yıllık süre içinde sadece %25 oranında başarı gösterebilmiştir. Sandhaus sonraki yıllarda geliştirdiği, “Cerasand” (Incermed, Lousanne, İsviçre) implantları piyasaya sürmüştür. Ancak bu sistem ile ilgili uzun dönem klinik geri dönüşler bulunmamaktadır. Schulte ve Heimke 1976 yılında anterior bölgede uygulanan alüminyumoksit Tübingen implantı (Frialit 1, Friadent, Mannheim, Almanya) tanıtmıştır. Tübingen implantların uzun dönem klinik verileri de bulunmaktadır. Bionit implant sistemi ise Tübingen implantın üretiminden yaklaşık on yıl sonra üretilen bir diğer alüminyumoksit implant sistemidir(Kohal ve ark., 2004).

Dar çaplı titanyum implantların yorulmaya bağlı kırılmaları ve posterior bölgelerde yeterli dayanıklılık göstermemeleri nedeniyle daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip yeni bir materyal arayışı olmuştur. Ti-Zr alaşımı implantlar bu amaçla özel olarak üretilmiştir. Roxolid (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) adı altında piyasaya sürülen %83-87 titanyum, %13-17 zirkonyum içeren bu materyal ilk olarak 3,3 mm çapında üretilmiştir(Chiapasco ve ark., 2012).

Safir implantlar olarak da bilinen tek kristal yapıda olan implantlar da Polikristalin alüminyum oksit implantların yanında kullanım alanı bulmuştur. Ticari adı Bioceram (Kyocera American Inc, San Diego, California) olan safir implantları Kyocera firması üretmiştir(Koth ve ark., 1988).

Alüminyum oksit ya da diğer ismiyle alümina esaslı implantlar osseointegrasyon göstermişler fakat düşük kırılma dayanımları nedeniyle piyasadan kaldırılmışlardır. Oral implant materyali olarak alüminanın yerine geçecek materyal arayışı, ortopedi alanında başarıyla kullanılan zirkonyanın, estetik özelliklerinin yanı sıra yüksek dayanıma da sahip olması sayesinde diş hekimliğinde de kullanım alanı bulmasını sağlamıştır(Andreiotelli ve ark., 2009). Dental implantlar, günümüz teknolojisindeki gelişmelerle beraber birçok farklı materyalden, değişik boyut ve geometride ve değişik yüzey özelliklerinde üretilebilmektedir(Jokstad ve ark., 2003).

## 2.2 DENTAL İMPLANT

İmplant sözcüğü, Latince in = içersine, içersinde ve planto = yerleştirme anlamına gelen sözcüklerden oluşmuştur. Anlamı, fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisimdir. İmplantasyon sözcüğü ise yerleştirme anlamına gelmektedir. Tıp terminolojisinde ki karşılığı bir materyalin vücut içersine yerleştirilmesidir(Güngör, 2010).

Dental implantlar tanım olarak; sabit, bölümlü veya tam protezlere tutuculuk ve destek sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlayan alloplastik protetik apareylerdir(Moilanen ve ark., 2018).

Modern implantoloji; kaybedilmiş estetik ve fonksiyonun hızlı bir şekilde geri kazandırmayı amaç edinmiştir. Bu amaca ulaşabilmek için aşağıdaki işlemler uygulanır;

- ✓ Tedavi planlamasının uygun şekilde yapılması,
- ✓ Aseptik kontrol sağlanarak implant uygulanacak bölgede enfeksiyonun ve kontaminasyonunun önlenmesi,
- ✓ Osteotominin atravmatik bir şekilde uygulanarak implant çevresindeki kan akımının bozulmaması
- ✓ İmplantların fonksiyonel olarak stabil olması,
- ✓ Ağrısız ve hızlı bir şekilde normal fonksiyona geri dönebilme,
- ✓ Yapılan protezin normal konuşmayı engellememesi ve kabul edilebilir bir estetiğe sahip olması,
- ✓ Atravmatik oklüzyon ve plak kontrolünün devam ettirilmesi.

### **2.2.1. Dental İmplantların Endikasyonları**

İmplantlar ile yapılan tedavilere olan gereksinimin ve implant tedavilerine olan rağbetin pek çok sebebi vardır;

- ✓ Tam dişsizlik sebebiyle ortaya çıkan anatomik değişiklikler,
- ✓ Yaşam süresinin uzaması,
- ✓ Sabit protez uygulamaları sonucunda meydana gelen başarısızlıklar,
- ✓ Yaşa bağlı diş kayıpları,
- ✓ İmplant destekli protez uygulamalarından elde edilen uzun vadeli olumlu sonuçlar,
- ✓ Diş kaybının psikolojik sonuçları ve yaşlanmakta olan popülasyonun gereksinimleri,
- ✓ Hareketli bölümlü protez uygulamaları sonrası meydana gelen olumsuz sonuçlar,
- ✓ İmplant destekli protezlerin avantajları, bu sebeplerden birkaçıdır(Güngör, 2010).

### **2.2.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları**

- ✓ Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- ✓ Yaşlılık,
- ✓ Kemik kalitesinin düşük olması,
- ✓ Alkol sigara ve ilaç bağımlılığı,
- ✓ Tedavi edilmemiş dişlerin varlığı,
- ✓ Ciddi mukoza lezyonlarının varlığı,
- ✓ Radyoterapi görmüş çene kemikleri,
- ✓ Kan hastalıkları(Özkan, 2014).

## 2.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER

Bir implantı fonksiyonel kılan ve onu tamamlayan o implantın üzerine yapılan protezdir. Çene kemiğine yerleştirilmiş bir implant, proteze destek sağlamasının yanında, geride kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını da muhafaza etmektedir(Mathew ve ark., 2018).

### 2.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

- ✓ Çiğneme kasları ve çiğneme etkinliğinin geliştirilmesi ile yüz görünümünün korunması,
- ✓ Oklüzal dikey boyutun restorasyonu ve korunması,
- ✓ Fasial estetiğinin korunması,
- ✓ Alveol kemiğinin korunması,
- ✓ Fonasyonun geliştirilmesi,
- ✓ Estetiğin geliştirilmesi,
- ✓ Oral proprioepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
- ✓ Oklüzyonun geliştirilmesi,
- ✓ Hareketli protezlerin stabilite ve retansiyonunun geliştirilmesi,
- ✓ Protez boyutunun azaltılması,
- ✓ Protetik başarının artırılması,
- ✓ Komşu dişlerde preparasyon yapma gerekliliğinin ortadan kaldırması,
- ✓ Hareketli protez yerine sabit protez yapılabilmesi,
- ✓ Psikolojik sağlığın korunması(Güngör, 2010).

### 2.3.2. İmplant Destekli Protezlerin Planlaması

İmplant destekli protezlerin, implantın yapımından önce planlanması gereklidir. Bu planlama protez; estetik, hijyenik ve biyomekanik açıdan değerlendirilerek, aşağıdaki hususlar göz önüne alınarak yapılır;

- ✓ Alt-üst çene ilişkisini incelemek için çalışma modellerinin hazırlanması,
- ✓ İmplant yerlerinin ve pozisyonlarının belirlenmesinde kullanılacak cerrahi splintlerin hazırlanması,
- ✓ Uygun protez çeşidinin belirlenmesi,
- ✓ Protez çeşidi belirlendikten sonra uygun abutment ve parçaların estetik ve fonksiyon açısından değerlendirilmesi,
- ✓ İmplant uygulanan bölgelerin hatasız olarak ana modele aktarılması,
- ✓ Uygun oklüzyon ilişkisinin tasarlanması,
- ✓ Hastaların estetik ve konuşma fonksiyonlarını düzenleyen geçici protezlerin yapılması(Güngör, 2010).

### 2.3.3. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant uygulamalarındaki artışa bağlı olarak implant destekli protez uygulamalarında da çeşitlilik meydana gelmiştir. İmplant üreticisi firmalar, protez uygulamaları sırasında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önünde bulundurarak, implant destekli protez yapımı için çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir. Gerek firmaların gerekse protetik diş tedavisi uzmanlarının geliştirdikleri ve uyguladıkları protetik parça ve protezlere farklı isimler vermeleri bir terim karmaşasına yol açmıştır. Protezlerin uygulanmasında görülen yöntem farklılıkları, farklı isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant destekli protezlerde bir sınıflama yapma gereksinimini ortaya çıkarmıştır(Misch, 2005). Proteze verdiği desteğe göre implantlar şu şekilde sınıflandırılabilir;

- ✓ SP-1; yalnızca kron restorasyonu yapılıdır. Bu restorasyonun uygulanabilmesi için sert ve yumuşak dokuda çok az miktarda kayıp olması gerekir. Rezidüel kemiğin hacim ve şekli, kronun kaybedilen doğal dişle aynı büyüklük ve konturda olmasını sağlamalıdır.
- ✓ SP-2; kron ve kök kayıpları giderilir. Kronun oklüzal konturu normaldir ancak gingival konturu arttırılır. Rezidüel kemiğin hacim ve şekli, doğal dişteki kök-kemik pozisyonu ile kıyaslandığında mine-sement birleşiminden 1-2 mm aşağıdadır.
- ✓ SP-3; kron, kök ve dişeti kayıpları giderilir. Bu protezleri yaparken genellikle yapay diş ve dişeti kullanılır fakat metal destekli porselen restorasyonlarla da giderilebilir. Kemik ve oklüzal düzlem arasında 15 mm den daha az mesafe varsa metal destekli porselen bir restorasyon tercih edilir. Ancak mesafe 15 mm den fazla ise hibrid restorasyonlar tercih edilir.
- ✓ SP-4; tamamı implant destekli overdenture protezdir. Mandibulada üst yapıda kullanılacak barlar mental foramenlerin arasına yerleştirilir ve kanatlar aracılığıyla uzatılır. Maxillada ise daha az implant kullanılır ve kanatlar mandibulada uygulanana kıyasla ya çok kısadır ya da yoktur. SP-3 restorasyonlar gibi rijit olduklarından implant pozisyon ve sayısına dikkat edilmelidir.
- ✓ SP-5; implant ve yumuşak doku destekli overdenture protezdir. bu restorasyon ön bölgede implant, arka bölgede yumuşak doku desteği alır. Genelde kullanılan implant sayısı daha azdır. Bu restorasyonlar geleneksel hareketli protezlere benzer ancak maliyetleri daha düşüktür. Ancak tam protezlere kıyasla kemik rezorpsiyonu 2-3 kat daha hızlı olur, bu nedenle proteze birkaç yılda bir besleme yapılması gerekir.

### 2.3.4. Dental İmplant Materyallerinde Bulunması İstenen Özellikler

- ✓ Mekanik açıdan dayanıklı olmalı,
- ✓ Sterilizasyon ve manüplasyon açısından çalışma kolaylığı getirmeli,
- ✓ Estetik ve fonksiyonel olmalı,
- ✓ Organizmaya zarar vermemeli,
- ✓ Hijyenik olmalı,
- ✓ Ekonomik olmalıdır(Güngör, 2010).

## 2.4. DENTAL İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI

- ✓ Endosteal implantlar,
- ✓ Subperiostal implantlar,
- ✓ Endodontik implantlar,
- ✓ İntramukozal implantlar,
- ✓ Kemik yerine geçen implant materyalleri(Oates ve Huynh-Ba, 2012).

### 2.4.1. Endosteal İmplantlar

Endosseos veya kemikçi implantlar olarak da isimlendirilir(Güngör 2010). Üst veya alt çene kemiğinde alveolar ve/veya bazal kemiğin içine yerleştirilen ve sadece tek kortikal tabakayı geçen implant çeşididir(Ferro ve ark., 2017). Dişsiz boşlukların giderilmesi için önerilen tedavi seçenekleri arasında oldukça fazla kullanılır(Güngör, H., Holoğlu, B., Duymuş, Y., 2008).

### 2.4.2. Subperiostal İmplantlar

Alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen implant çeşididir(Güngör 2010). İlk defa, 1943 yılında İsveçli diş hekimi G.S. Dahl tarafından periostun altına, kemiğin korteks tabakası üzerine yerleştirilmiştir(Ferro ve ark., 2017).

### 2.4.3. Endodontik İmplantlar

Transradiküler implant, transdental fiksasyon veya endodontik stabilizatör veya olarak da bilinirler(Güngör, 2010). Mobilitesi olan dişlerde stabilizasyon sağlamak için dişin kök kanalından geçerek, periapikal kemiğe yerleşen implantlara verilen isimdir(Ferro ve ark., 2017).

### 2.4.4. İntramukozal İmplantlar

Tam veya bölümlü hareketli protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. Subdermal veya submukozal implantlar olarak da bilinirler(Güngör, 2010).



### 2.4.5. Kemik Yerine Konan İmplant Materyalleri

Alt çene anterior bölgede submental kısma yerleştirilen implantlardır. Üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçerler(Ferro ve ark., 2017). Özellikle alt çenenin yüksek miktarda kemik kaybına uğradığı vakalarda kullanılırlar(Güngör, 2010).

### 2.5. DENTAL İMPLANT BİLEŞENLERİ

1992 yılında Misch ve Misch, kemik içi implantlara genel bir dil oluşturmuşlardır. Oluşturdukları dil, restorasyonun yerleştirilme kronolojisine göre sunulmuştur. Terminolojiyi formüle ederken Amerika Birleşik Devletleri'nde en yaygın kullanılan 5 implant sistemini referans almışlardır. Buna göre bir dental implantı oluşturan bileşenler şunlardır;

- ✓ Protez vidası
- ✓ Abutment
- ✓ Transfer koping
  - Direkt transfer koping
  - İndirekt transfer koping
- ✓ Protetik koping
- ✓ Analog
  - Abutment analogu
  - implant gövdesi analogu
- ✓ İmplant gövdesi(Güngör, 2010).

### 2.6. DENTAL İMPLANT ABUTMENTİ

Dental implantın, protezi desteklenmesini ve tutuculuğunu sağlayan parçasına abutment denir(Ferro ve ark., 2017).

Yayınlanan bir makalede 1992 yılında 16 farklı dental implant tasarımı ve 64 den fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir(Güngör, 2010). Yayınlanan başka bir makalede, 2000 yılında diş hekimliğinde farklı materyallerden hazırlanmış değişik çap, uzunluk, boyut, yüzey özelliği ve bağlantı şekline sahip 1300 implant ve 1500 abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir(Binon, 2000).

### 2.6.1. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri

İmplant destekli protezler için kullanılan abutment çeşitleri yapılacak protezin tipi ve tedavi planlamasına göre farklılık göstermektedir. Firmalar tarafından farklı amaçlara hizmet etmesi için çok sayıda abutment çeşidi üretilmiştir. İmplant abutmentler üç ana gruba ayrılır(Güngör, 2010).

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

#### 2.6.1.1.Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler

Bu abutmentler estetiğin önemli olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilir. İmplantın üst bölümü dişetine göre 3 mm den daha az derinlikte ise bu abutment kullanılır(Güngör, 2010). Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması şu şekildedir;

- ✓ Standart abutmentler,
- ✓ Uyumlandırılmış abutmentler,
- ✓ Tamamen kişisel abutmentler,
- ✓ Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentler,
- ✓ Seramik abutmentler(Özkan, 2014).

##### 2.6.1.1.1. Standart abutmentler

Standart abutmente sahip implant tiplerinin çoğu titanyumdan üretilir. Standart abutment genelde iki parçadan oluşur. Bu iki parçadan biri implantın baş kısmına yerleştirilen abutment diğeri abutmentten ayrı titanyum veya altın alaşımdan yapılan vidadır(Safari ve ark., 2018). Avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- ✓ Uygulaması kolaydır,
- ✓ Kron için kabul edilebilir şekil ve tutuculuğa sahiptir,
- ✓ Klinik ve laboratuvar işlemleri kolaydır,
- ✓ İdeal boşluğun bulunduğu basit durumlarda implant ile başarılı bir uyum sağlar.

Dezavantajları ise şunlardır;

- ✓ Kron kenarlarının dişeti ile uyumu iyi değildir,
- ✓ Özellikle implantın labiale olan eğiminin fazla olduğu uygulamalarda uyarılama yapılamaz(Özkan, 2014).

### 2.6.1.1.2. Uyumlandırılmış abutmentler

Bağlantısı standart abutmentlerle benzerlik gösterir. Çeşitli çap ve büyüklüğe sahiptir. Bu abutmentler yüksek hızlı döner aletler ile diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından klasik kron kesimine benzer şekilde hazırlanır(Kappel ve ark., 2017). Avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- ✓ Açısal değişikliklerden kaynaklanan teknik problemlerle baş edebilmektedir,
- ✓ Yumuşak dokunun estetik olarak biçimlendirilmesine olanak tanır.

Dezavantajları ise şunlardır;

- ✓ İkinci kez ölçü alımı gerekebilmektedir,
- ✓ Laboratuvar işlemleri uzun sürer,
- ✓ Abutment ve kron tutunumu daha az kabul edilebilirdir(Özkan, 2014).

### 2.6.1.1.3. Tamamen kişisel abutmentler

Bu abutmentler uyumlandırılmış abutmentler ile benzer özellik gösterir. Ancak implant pozisyonlanmasına daha fazla müsaade ederler. Bu abutmentler, model üzerinde mumdun şekillendirme yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşımı dökülerek üretilir(Carvalho ve ark., 2018).

### 2.6.1.1.4. Bilgisayar desteği ile üretilen abutmentler

Çalışma modeli tarayıcıya sokulur. Üretilmek istenen implant restorasyonun açığı ve pozisyon bilgileri özel bilgisayar programlarında girilir. İstenilen abutmentin şekil ve görüntüsü üç boyutlu olarak elde edildikten sonra bu bilgiler titanyum abutment üreten özel bir merkeze gönderilir ve abutment üretilir. Elde edilen abutment uyumlandırılmış abutmente benzer ancak maliyeti oldukça yüksektir(Kalaignan, Mohan ve Jayakumar, 2018).

### 2.6.1.1.5. Seramik abutmentler

Dental seramikten üretilirler. Uyumlandırılmış abutmentle benzer özellik gösterir. Estetik restorasyonlar olduklarından üzerlerine tam seramik kron yapılmalıdır(Datte ve ark., 2018).

### 2.6.1.2.Siman bağlantılı abutmentlerin avantajları

- ✓ Estetik yönden daha avantajlı,
- ✓ Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- ✓ Oklüzal uyumlama daha kolay yapılır,
- ✓ Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- ✓ Vida kırılmasına karşı çok dirençli,
- ✓ Vida gevşemesine karşı daha dirençli,

- ✓ Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlere benzer,
- ✓ Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay elde edilir,
- ✓ Geçici restorasyonlar oldukça kolay üretilir(Özkan, 2014).

### **2.6.1.3.Siman bağlantılı abutmentlerin dezavantajları**

- ✓ Simantasyon sonrası çıkarılması oldukça zordur,
- ✓ Taşan siman fazlalığının dişeti altına kaçma riski vardır(Özkan, 2014).

### **2.6.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri**

Bu tip abutmentler daha çok posterior bölgede, estetiğin geri planda tutulduğu ve derin implant seviyesinin olduğu durumlarda kullanılır. İmplantın üst bölümünün derinliği dişetinden 3 mm ve daha fazla ise vida tutuculu abutment kullanılır(Güngör, 2010).

#### **2.6.2.1.Vida tutuculu abutmentlerin avantajları**

- ✓ Protezler oldukça kolay çıkartılabilir,
- ✓ Protezler önceden hazırlanmış bir abutmente vidalanır,
- ✓ Siman kullanımına gerek duyulmaz(Güngör, 2010).

#### **2.6.2.2.Vida tutuculu abutmentlerin dezavantajları**

- ✓ Oklüzal anatomi farklılaşır,
- ✓ Oklüzal morfoloji değişir,
- ✓ Anatomik çıkış profilinin oluşturulması zorlaşabilir,
- ✓ Oklüzal ayarlamalar zorlaşır,
- ✓ Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- ✓ Vida oklüzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- ✓ Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- ✓ Vidalarda gevşeme görülebilir,
- ✓ Vida kaybolabilir(Özkan, 2014).

### **2.6.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri**

Az sayıda implantın kullanıldığı overdenture tarzında hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda kullanılan abutment çeşididir. Titanyum veya altın klipsli, O-ring veya topuz başlı çeşitleri bulunmaktadır(Güngör, 2010). Günümüzde locator abutmentlerin kullanımı oldukça yaygındır ve topuz başlı abutmentlerin yerine geçen popüler bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır(Güngör, 2010).

## 2.7. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ABUTMENT SEÇİMİ

İmplantların protezi destekleyen ve tutuculuk sağlayan parçasına abutment denir(Ferro ve ark., 2017). Tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre abutment çeşitleri de farklılık göstermektedir. Çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment firmalar tarafından üretilmektedir(Güngör, 2010).

Uzun dönem başarı elde etmek için kapsamlı ve disiplinli bir tedavi yaklaşımı gereklidir. Bu konuda en önemli parametreler klinik durum, cerrahi yaklaşım, abutment seçimi, daimi restorasyon materyalinin seçimi ve dizaynıdır(Lai ve ark., 2008).

Özellikle vida veya siman tutuculu restorasyonlarda abutment seçimi yapılırken hastanın dudak hattı, implantların yeri ve açısı, dişeti yüksekliği, mukogingival estetik, ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant destekli restorasyonlarda standart tedavi seçeneği olarak titanyum abutmentler biyoyumlu ve yeterli mekanik özelliklere sahip olmaları sebebiyle tercih edilirler. Ancak titanyum abutmentler, anterior bölgede dişeti ince olan hastalarda grimsi bir görüntü ortaya çıkartırlar. Artan estetik gereksinimler sebebiyle seramik abutmentlerin kullanımı ön plana çıkmıştır(Balcı, 2015).

İmplant abutmentini seçerken dikkat edilenler;

- ✓ Abutment seçilirken implantın en üst noktası ile dişetin tepe noktası arasındaki mesafeye bakılır. Bu mesafe dişeti kalınlığını gösterir,
- ✓ Standart düz abutmentin uzunluğu karşıt diş ile implant arasındaki dikey boyuta göre belirlenir,
- ✓ İmplant sadece uzun ekseninde yüklenmelidir,
- ✓ Açılı abutmentlerin açısı derecesi ve abutmentlerin hangi yönde implanta vidalanacağına, implantların ve doğal dişlerin uzun eksenlerinin yönüne göre karar verilir(Balcı, 2015).

## 2.8. DENTAL İMPLANT MATERYALLERİ

İçinde bulunduğumuz yüzyılda, yüzden fazla çeşit implant piyasada bulunmaktadır. Çoğunluğu titanyumdan üretilen bu implantlar hekimler tarafından başarılı bir şekilde kullanılmaktadır(Zeren, 2016).

İmplant materyali	Kullanılan ismi veya kısaltma	
Titanyum	CpTi	
<b>METALLER</b>	Ti-6Al4V extra low interstitial (ELI)	
	Ti-6Al-4V	
	Ti-6Al-7Nb	
	Titanyum alaşımları	Ti-5Al-2.5Fe
	Ti-15 Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd	
	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	
	Roxolid (%83-87 Ti %13-17% Zr)	
	Paslanmaz çelik	SS, 316 LSS
	Kobalt krom alaşımı	Vitalyum, Co-Cr-Mo
	Altın alaşımı	Au Alaşımı
Tantalum	Ta	
<b>SERAMİKLER</b>	Alümina	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , polikristalin alümina veya tek kristal safir
	Hidroksiapatit	HA, Ca <sub>10</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>10</sub> , (OH) <sub>2</sub>
	Beta-trikalsiyum fosfat	β-TCP, Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub>
	Karbon	C
		Vitröz
		Düşük ısı izotropik (LT1)
		Ultra-düşük ısı izotropik (ULT1)
	Karbon-silikon	C-Si
	Bioglas	SiO <sub>2</sub> /CaO/Na <sub>2</sub> O/P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>
	Zirkonya	ZrO <sub>2</sub>
Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina	ZTA	
<b>POLİMERLER</b>	Polimetilmetakrilat	PMMA
	Politetrafloroetilen	PTFE
	Polietilen	PE
	Polisülfon	PSF
	Poliüretan	PU
	Polieterketon	PEEK

Şekil 2.1. Endosteal implant yapımında kullanılan materyaller ve sık kullanılan isimleri (Zeren, 2016).

### 2.8.1. Materyal Çeşidine Göre Abutmentleri

İmplantolojinin geçmişinde kullanılan ve hala kullanılmakta olan materyaller karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon ve seramiktir. Günümüzde metal ideale en yakın olduğu düşünülen alloplastik materyal olarak kabul görmektedir (Güngör ve ark., 2008).

Metaller doğada saf halde tek bir element olarak bulunmaktadır. Özelliklerini geliştirmek üzere metallere başka elementler de ilave edilebilir. Bu şekilde iki ya da daha fazla metalin birleşimiyle oluşan karışımlara alaşım denir. Saf metallerin diş hekimliğindeki kullanım alanları sınırlıdır. Saf altın ilk kullanılan metaldir. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha iyi, daha ekonomik ve korozyona daha dirençli olan metal alaşımlar tercih edilmiştir (Şahin ve ark., 2011).

Dental alaşımlar genelde kompozisyonlarına göre tarif edilir. Bu kompozisyonlar aşağıdaki gibi belirtilebilir(Sakaguchi ve Powers, 2012).

- Elementlerin atomik yüzdesi (at %): Her bir elementin atom numaralarının yüzdesidir. Biyolojik zelliklerin daha iyi anlaşılması için kullanılır.
- Elementlerin ağırlık yüzdesi (wt %): Genellikle alaşımların kompozisyonunu tarif eder. Standartları belirleyen kurumlar ve alaşım üreticisi firmalar tarafından kullanılır.

Alaşımı tarif etmenin bir diğer yolu da faz yapısına bakmaktır. Fazlar; alaşım içinde aynı kristal yapısı ve kompozisyona sahip olan alanlardır. Tek fazlı alaşımlar yapılarının her yerinde benzer kompozisyona sahiptir. Çok fazlı alaşımlarda ise alaşımı oluşturan elementler bazı alanlarda diğer alanlara kıyasla farklı kompozisyonlarda birleşirler. Faz yapısı, alaşımın biyoyumluluğu ve korozyon özellikleri açısından kritik bir özelliktir(Wataha, Craig ve Hanks, 1991). Tek fazlı alaşımlar biyoyumluluk özellikleri nedeniyle tercih edilmelidir(Wataha, 2002). Dental alaşımlar metalürjik olarak ise daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Titanyum, palladyum, altın, nikel, gümüş veya kobalt esaslı olabilirler(Wataha, 2002).

#### **2.8.1.1.Titanyum abutmentler**

Titanyum bir geçiş metalidir ve atom numarası 22, atom ağırlığı 47,9 g/mol'dür. En önemli titanyum cevherleri rutil ( $TiO_2$ ) ve ilmenit ( $FeTiO_3$ )'tir(Zeren, 2016). Titanyum, 1791 yılında rahip ve amatör bir metalrjist olan ve siyah manyetik kum araştıran William McGregor tarafından İngiltere'de keşfedilmiştir. McGregor bulduğu bu yapıya Menachin ismini vermiştir(Mccracken, 1999). 3 yıl sonra Klaproth, çok geniş bir şekilde dağılmış titanyum dioksite( $TiO_2$ ) keşfetmiş ve bu metale mitolojik tanrılarından esinlenerek, yeryüzü ve gökyüzünün oğulları anlamına gelen titan ismini vermiştir(Güngör, 2010). Titanyum yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumundan sonra en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir(Duraccio, Federico Mussano ve Faga, 2015).

Tablo 2.1. Titanyumun fiziksel ve mekanik özellikleri

<b>ALFA VE BETA FAZ DEĞİŞİM SICAKLIĞI (°C)</b>	<b>882,5</b>
<b>ATOM AĞIRLIĞI</b>	<b>47,88</b>
<b>ELASTİKİYET MODÜLÜ (N/mm<sup>2</sup>)</b>	<b>100 000</b>
<b>ERİME NOKTASI (°C)</b>	<b>1668</b>
<b>GERİLİM DİRENCİ (psi)</b>	<b>75 000-50 000</b>
<b>ISI İLETKENLİĞİ 20-25 °C (W/m.K)</b>	<b>21,4</b>
<b>ISISAL GENLEŞME KATSAYISI</b>	<b>9,1x10<sup>-6</sup>/°C</b>
<b>KAYNAMA NOKTASI(°C)</b>	<b>3260</b>
<b>SIRA SAYISI</b>	<b>22</b>
<b>YOĞUNLUĞU (gr/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>4,51</b>

1950'lerde titanyum havacılık endüstrisinde “muhteşem metal” olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde halen havacılık endüstrisinde önemli bir yere sahip olmakla birlikte, koroziv ortamlardaki mükemmel dayanıklılığı sayesinde de, medikal ve dental alanlarda yaygın kullanım alanı bulmuştur (Güngör ve ark., 2008).

Titanyum üretimi % 98' lik konsantrasyonda başlar. Karbon ilavesi ve klorlama ile birlikte ekzotermal reaksiyonlar sonucunda titanyum tetraklorid(TiCl<sub>4</sub>) elde edilir. Hemen ardından gelen damıtma işlemi vanadyum, demir, silisyum gibi yan ürünleri açığa çıkarır. Titanyum tetraklorid(TiCl<sub>4</sub>) çelik bir reaktörde asal gaz atmosferi altında, magnezyum veya sodyum ile indirgenir. Bu sırada oluşan ekzotermal reaksiyon, titan süngeri adı verilen metalik titanyumu oluşturur. Titan süngeri küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrotlara bağlanır ve vakumlu bir fırında eritilir. Yüksek kalite elde etmek için eritme işlemi en az iki defa tekrarlanır ve bu işlemler sonucunda elde edilen titanyum bloklar sıcak, soğuk değişim işlemleri ile blok, levha, çubuk, tel gibi formlara dönüştürülür(Güngör, 2010).

Titanyum ve alaşımları elastisite modülleri açısından soy metal alaşımlarla uyum gösterirler. Titanyum maliyetinin nispeten düşük olması ve kolay bulunabilir bir materyal olması sayesinde dental implant uygulamaları gibi bazı alanlarda vazgeçilmez hale gelmiştir. Titanyum son derece reaktif ve yüksek oksijen afinitesine sahip bir metaldir. Tornadan yeni çıkmış metal yüzeyinde hava veya nem ile temas olduğu anda, çok hızlı bir şekilde oksit film tabakası oluşur. Oluşan film tabakası 10 nm kalınlıktadır ve göz ile görülemez. Bu oksit film tabakası kimyasal olarak oldukça dirençlidir ve hidrojene karşı etkili bir bariyer oluşturur(Könönen ve ark., 1995). Titanyumun oksit tabakasını en fazla hidroflorik asit bozar(Güngör, 2010).

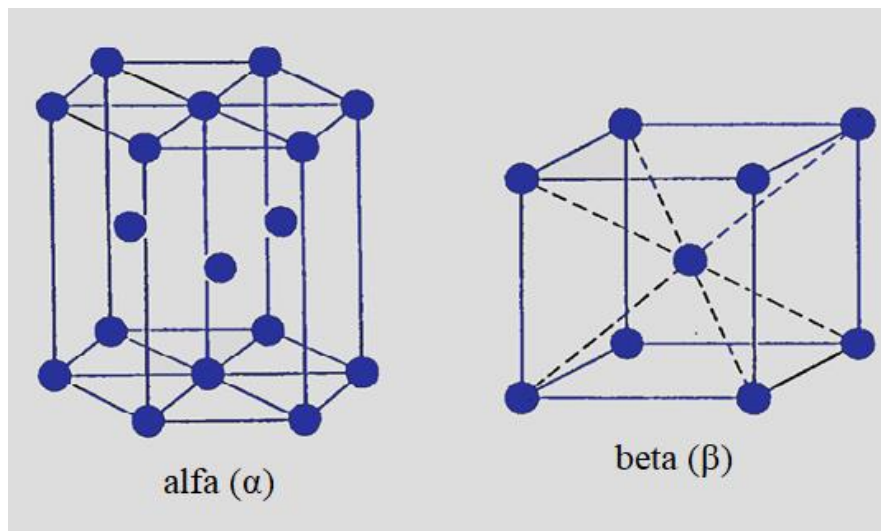


Titanyum, olağanüstü biyouyumluk gösteren bir metaldir ve alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Ayrıca sertlik, çekme dayanıklılığı, ısı geçirgenliği ve elastisite modülü açısından oldukça iyi mekanik özellikleri bulunmaktadır(Schweitzer, 1996).

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği(ASTM) titanyumu biyomateryal bakımından altı farklı gruba bölmektedir. Bunların dördünü ticari saf titanyum (CpTi), ikisini titanyum (Ti) alaşımlar oluşturur. Bu iki titanyum alaşımı Ti-6Al-4V(titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum) ve Ti-6Al-4V-ELI(titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum extra low interstitial alloys) olarak isimlendirilmektedir. Saf titanyumun fiziksel ve mekanik ve özellikleri içerisindeki oksijen oranına göre farklılık gösterir. Saf titanyum Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olarak isimlendirilir. Alaşımsız titanyum olarak da bilinen saf titanyumun içeriğinde demir, karbon, oksijen ve nitrojen bulunur. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik özelliklerini geliştirmekle beraber Grade 1 den Grade 4'e doğru oranları artmaktadır(Osman ve Swain 2015). Saflık derecesi en fazla olan grup Grade 1'dir ve dayanımı diğer gruplara kıyasla düşüktür. Diş hekimliğinde genellikle Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır(Elias, C.N., Lima, J.H.C., Valiev, R. ve Meyers, 2008).

Diş hekimliğini ilgilendiren titanyum alaşımları 3 yapısal formda bulunurlar;

- alfa ( $\alpha$ ),  
altıgen sıkı dizimli (hcp hexagonal closely packed) kristalografisi
- beta ( $\beta$ ),  
hacim merkezli kübik (bcc-body centered cubic) form
- alfa-beta.

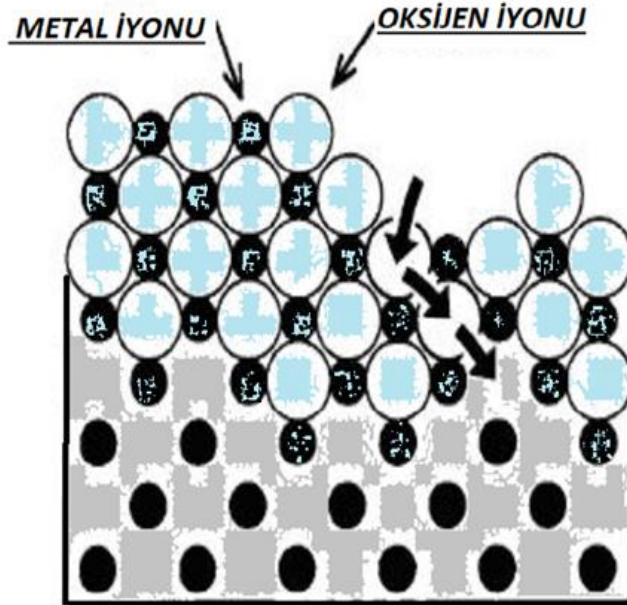


Şekil 2.2. Titanyum alaşım formları

Bu farklı formlar, saf titanyumun alüminyum ve vanadyum gibi elementlerle belirli konsantrasyonlarda karıştırılarak, erimiş haldeyken soğutulmasıyla elde edilir. Alüminyum bir alfa-faz stabilizördür. Alüminyum alaşımın yoğunluğunu azaltırken diğer taraftan dayanıklılığını artırır. Öte yandan vanadyum ise, bir beta-faz stabilizatördür. Ticari saf titanyumlar alfa fazında bulunmaktadır. Titanyum alaşımların alfa ve beta fazları bir arada da bulunabilmektedir(Osman ve Swain, 2015).

Alfa-beta fazlarının bir arada olduğu alaşım, en yaygın olarak dental implantların üretiminde kullanılmaktadır. Bu alaşım %6 alüminyum ve %4 vanadyum (Ti-6Al-4V) içerir. Ti-6Al-4V ELI alaşımı Grade 5 olarak da isimlendirilir. Grade 5, içerdiği %4'lük vanadyum nedeniyle saf titanyumla kıyaslandığında hem daha korozyon, hem daha toksik hem de daha fazla iyon salınımına sahiptir. Ayrıca titanyum alaşımlarının, saf titanyumla kıyaslandığında daha az kemik teması oluşturduğu gözlenmiştir (Steinemann, 1998).

Titanyum son derece reaktif bir metaldir. Hava ile temas olduğu anda yüzeyinde yaklaşık 10 nm kalınlığında dirençli bir oksit tabakası oluşmaktadır. Titanyumun implant materyali olarak kullanımını sağlayan en önemli özelliği bu oksit tabakasıdır. Bu oksit tabakası sayesinde fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurabilmektedir. Bu oksit tabakası kıymetli metallerde olduğu gibi korozyon direnci ve yüksek biyouyumluluk sağlar(ADA, 2003).



Şekil 2.3. Titanyumun korozyon grafiği

Titanyumun biyouyumluluğu, yeterli dayanıklılığı ve korozyon direnci yüksek başarı oranı göstermesini sağlar. Bunun yanında titanyumun bazı dezavantajları

araştırmacıları yeni materyal arayışına sevk etmektedir(Andreiotelli ve ark., 2009). Koroziv ürün salınımı yaparak konak cevabı oluşturmaları ve alerjik reaksiyon meydana getirmeleri gibi dezavantajlarından bahsetmiştir.

Morais (Morais ve ark., 2007), tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada Ti-6Al-4V implantların vanadyum iyon salınımlarına bakmışlardır. Akciğerler, böbrek ve karaciğeri spektrometri ile incelemişler ve dördüncü haftada iyon salınımının en yüksek seviyede olduğunu görmüşlerdir.

Bazı çalışmalarda, titanyumun korozyona direnci olmasına karşın titanyum implantların etrafındaki dokularda ve rejyonel lenf nodlarında artmış titanyum konsantrasyonunun görüldüğü bildirilmiştir(Zeren, 2016).

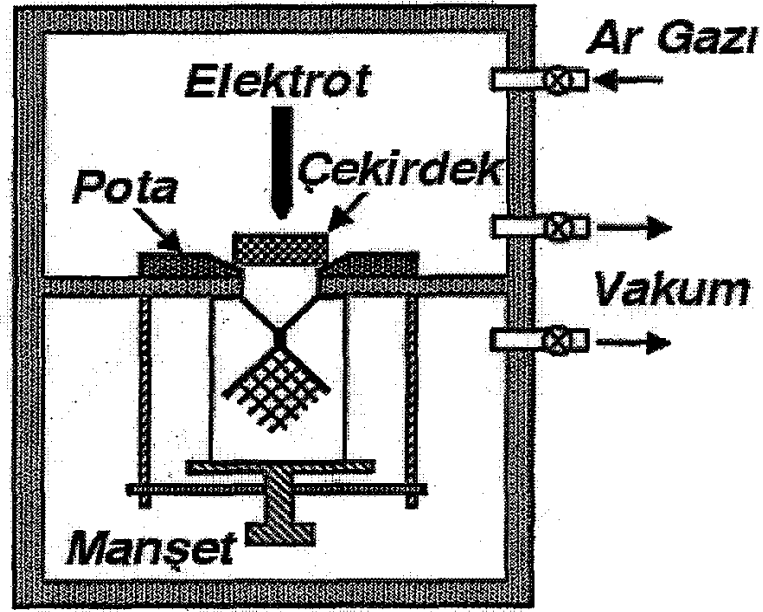
2008 yılında Sicilia ve arkadaşları, dental titanyum implant uygulanmış 1500 hastada alerji çalışması yapmışlardır. Hastaların dokuzunda titanyum alerji testi pozitif olduğundan alerji prevalansını %0,6 olarak bildirilmişlerdir. Bu çalışmadan elde edilen bulgular klinik olarak henüz yeterince açık değildir ancak titanyumun uzun dönem kullanımda güvenli olduğuyla ilgili pek çok çalışma da bulunmaktadır(Andreiotelli ve ark., 2009). Ayrıca titanyumun tükürük ile temasında galvanik etkilerin olduğu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır(Zeren, 2016).

Dental restorasyonlarda titanyumun kullanımında da bazı zorluklar vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir;

- ✓ Dökümünün özel döküm makineleri gerektirmesi,
- ✓ Laboratuvar işlemlerinin zor olması,
- ✓ Yüzeyinin çok sert olmasıdır(Güngör, 2010).

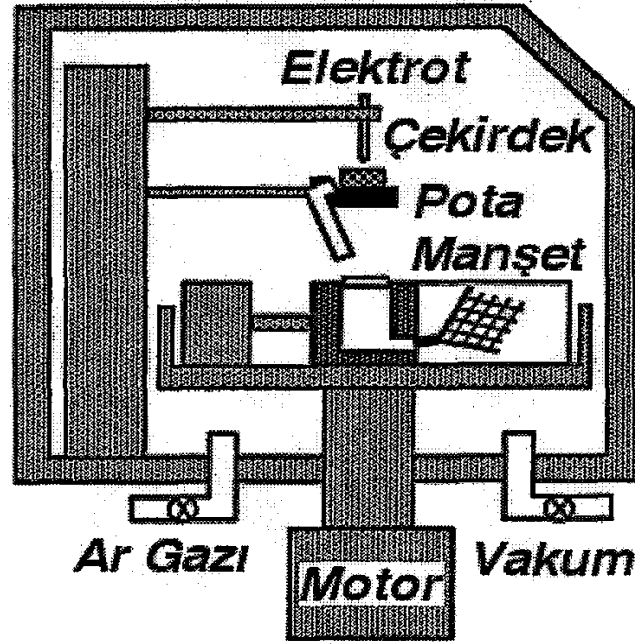
Titanyumun dökümündeki esas problem düzen dışı aktifleşmedir ve oksijen, nitrojen, hidrojen ve bazı elementlerle reaksiyona girer. Bu nedenle titanyum ve alaşımları yüksek vakum altında özel döküm gerektirir ya da saf gaz atmosferinde dökülür(Güngör, 2010). Mevcut döküm makineleri üç balık altında sınıflandırılır(Zinelis, 1998).

- Basınç/vakum altında çalışan Argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme yapan sistem: titanyum dökümünde yaygın olarak kullanılan bir sistemdir. Bu sistem de altta ve üstte birer adet olmak üzere iki tane odacık bulunur. Odacıkların birinde eritme diğesinde döküm yapılır. Eritme başlamadan önce her iki odacığın da havası boşaltılır. Dökülecek olan metal üst odacıktaki bakır pota üzerine koyulur. Üst odacıқта basınç yükseldikten sonra içeriye saf argon gazı verilir ve titanyum saf argon gazı altında erir. Alt odacıktaki hava emilmeye devam eder ve üst odacıktaki bakır pota fazla basınçtan devrilerek erimiş titanyumu alt odacıktaki manşete akıtır. Bu işlemler yaklaşık 30-50 sn. sürer.



Şekil 2.4. Rematitan (Dentarium) elektrikli ark ve basınç/vakum ile döküm yapılan sistem(Lautenschlager ve ark., 1993).

- Elektrik arkı ile argon atmosferinde eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem: piyasada Ohara sistem olarak bilinir ve soğuk döküm sistemi olarak da adlandırılır. Sistemin santrifüjü dikey yönde hareket eder. Manşetteki mum uzaklaştırıldıktan sonra manşet 1180 °C ye kadar ısıtılır hemen ardından da 40 °C ye kadar soğutulur. Bu esnada eriyen metal de soğuyan manşet içine basınçla gönderilir.



Şekil 2.5. Ticast Super R (Selec) elektrik ark ve santrifüj ile döküm yapılan sistem(Lautenschlager ve ark., 1993).

- İndüksiyon ile eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem: bu şekilde döküm yapan cihazların santrifüjleri vertikal veya horizontal yönde hareket eder. Döküm vakumlu bir ortamda argon gazı altında yapılır. Vacutherm-3(Linn) sistemi bu prensiplere göre çalışmaktadır(Döring, Eisenmann ve Stiller, 2004).

### 2.8.1.2.Seramik abutmentlar

Günümüz dental materyallerindeki gelişmeler sayesinde üstün estetik ve biyouyumluluk özelliklerine sahip metal içermeyen seramik materyallerin kullanımı artmıştır. Zirkonya ürünlerdeki gelişmelere paralel olarak bu dayanakların kullanımı özellikle anterior bölgede büyük önem kazanmıştır(Bağrıvatan ve ark., 2015).

Çünkü seramik dayanaklar;

- ✓ Daha estetikdir,
- ✓ Mukozada renk değişikliğine neden olmaz,
- ✓ Titanyuma göre daha az bakteri tutunmasına neden olur
- ✓ Yumuşak doku entegrasyonları titanyuma benzer.

Ancak bunların yanında kırılğan yapıda olmaları nedeniyle mekanik dirençlerini zayıflatır ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerini de düşürür. Seramik materyalin

kendi içindeki yapısal mikro çatlaklar gerilme kuvvetleriyle birleşince çatlaklara sebep olur(Lekholm ve ark., 1999).

Çoğu vakada kişisel ihtiyaçlar titanyum abutment kullanımı ile karşılanamamaktadır. Titanyum abutmentların kole tasarımı genellikle düz bir şekildedir bu durumda da kron kenarı dişetin skallop şeklindeki yapısına uyum göstermez. Bu durumda da restorasyon kenarının uygun bir estetik için subgingival olarak hazırlanması gerekeceğinden implantın daha derine yerleştirilmesine ve sonuç olarak derin dişeti ceplerinin oluşmasına sebep olacaktır. Devamında kron marjininin adaptasyonu zorlaşacağından kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi sorun olacaktır(Döring ve ark., 2004).

İmplantın yüzeye daha yakın yerleştirildiği durumlarda, abutmentın marjinal sonlanması supragingival olur. Bu durumda abutmentın kole kısmı metal bant şeklinde görülür. Bu metal bant görüntüsü estetik olarak kabul edilemez(Büyükakyüz ve Öztürk, 2012).

Mukoza kalınlığının 2,5 mm den daha fazla olduğu durumlarda abutmentın renginin mukozanın rengine olumsuz yönde etkisi yoktur. Ancak mukoza kalınlığının 2,5 mm'den az olduğu durumlarda seramik abutmentların kullanımı estetik açıdan gereklilik arzeder(Hermann ve ark., 2001).

İlk seramik abutmentlar yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden üretilmiştir. Bu abutmentlar titanyum abutmentlar ile kıyaslandığında, diş benzeri renkleri ile estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardı. Ancak kırılma riskleri de daha yüksekti ve mekanik dirençleri daha düşüktü(Zembic ve ark., 2014). İlerleyen yıllarda geliştirilen kısmen yitrium ile stabilize polikristalin zirkonya abutmentların, alümina abutmentlarla kıyaslandığında daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olduğu görülmüş bu da zirkonyayı tercih edilen bir seramik abutment materyali haline getirmiştir(Holst ve ark., 2005). Yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda farklı implant sistemlerine ait zirkonya abutmentların yeterli yük karşılama kapasitesine sahip olduğu görülmüştür(Butz ve ark., 2005). Klinik araştırmalarda da zirkonya abutmentların kırılma risklerinin daha düşük olduğu belirtilmektedir(Henriksson ve Jemt, 2003). Anterior ve premolar diş bölgelerinde kullanılan zirkonya abutmentların 4 yıllık takipleri sonucunda kırık olduğu bildirilmemiştir(Canullo, 2007).

Ortalama 280 N' luk kırılma dayanıklılığına sahip alüminyum oksit abutmentlar sadece ön bölge tek diş eksikliklerinde kullanılmakta, posterior bölgede kullanılmamaktadır(Heydecke ve ark., 2002). Alüminyum oksit abutmentlardan sonra geliştirilen yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) seramik abutmentların bükülme direnci bakımından saf alüminyum oksit abutmentlarla karşılaştırıldığında 3 kat daha dayanıklı olduğu görülmüştür(900- 1200 MPa). Zirkonyum oksit abutmentların Young modülü(200 MPa), alüminyum oksit abutmentlara göre %50 daha az olmasına rağmen kırılma sertlikleri 2 kat daha fazladır.

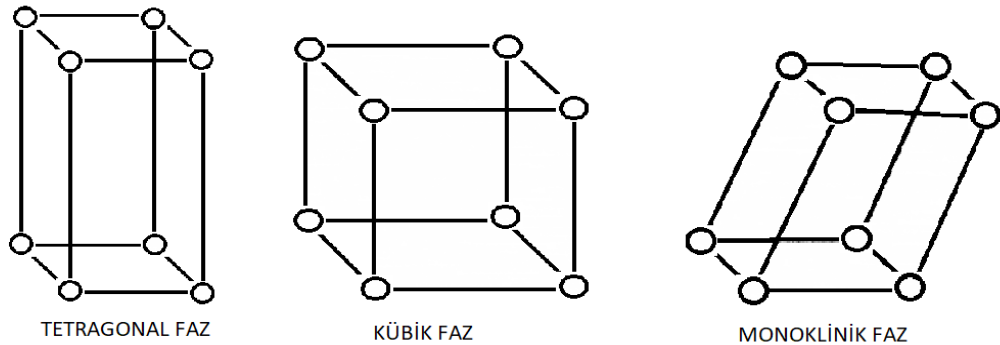
Dayanıklılık testlerinde ise zirkonyum oksit konvansiyonel alüminyum oksite göre % 100 daha güçlü çıkmıştır(Heydecke ve ark., 2002). Ayrıca CAD/CAM sistemi kullanılarak da seramik abutmentlar üretilebilmektedir(Firidinoğlu, Toksavul ve Toman, 2015).

### 2.8.1.2. Zirkonyum

Zirkonya çok eski devirlerden beri bilinen ısıtıldığında mavi, sarı veya renksiz hale gelebilen yeşil ve kahverengi olarak bulunabilen, değerli bir mücevherdir. Zirkonyum adı Farsça'da altın anlamına gelen 'Zar' ile renk anlamına gelen 'Gun' kelimelerinden oluşan Arapça altın renkli anlamına gelen 'Zargon' kelimesinden gelen bir metaldir(Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22 g/mol olan bir geçiş metalidir. Doğada serbest halde bulunmayan zirkonyum, zirkonyumsilikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyumdioksit ( $ZrO_2$ ) ve mineralleri halinde bulunmaktadır. Zirkonyumsilikat ( $ZrSiO_4$ ) zirkon olarak, zirkonyumdioksit ( $ZrO_2$ ) ise, zirkonya veya baddeleyit olarak da isimlendirilir(Zeren, 2016).

Zirkonya, polimorfik bir materyaldir. Basınç ve ısı şartlarına bağlı olarak üç farklı kristalografik yapı gösterebilir. 25 °C-1170 °C arası monoklinik form, 1170 °C-2370 °C arası tetragonal form ve 2370 °C üzeri kübik form gösterir. Soğuma ile birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü esnasında meydana gelen hacim artışı (~ % 4,5) katastrofik başarısızlığa neden olur(Denry ve Kelly, 2007).



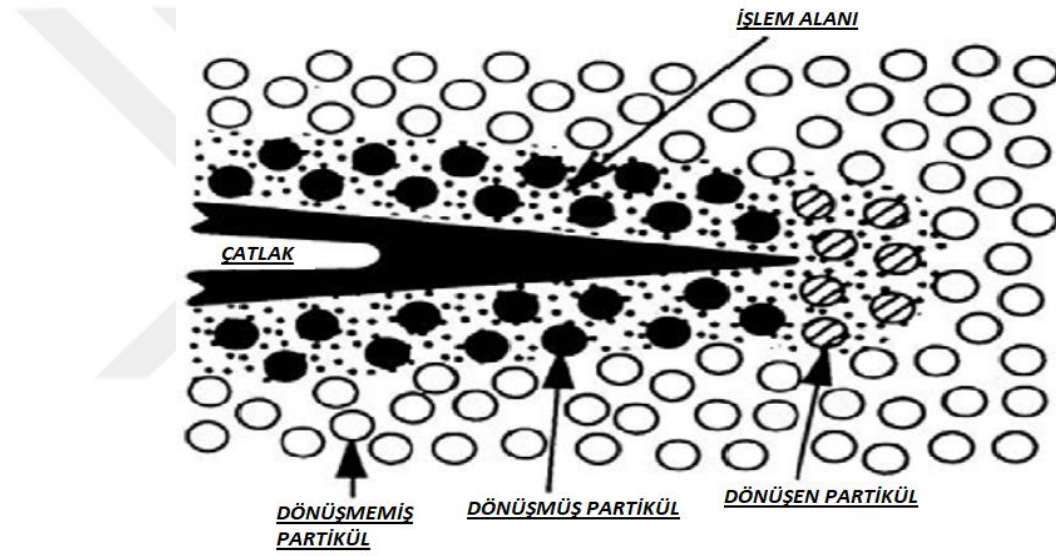
Şekil 2.6. Zirkonyumun fazları

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması için içerisinde  $MgO$ ,  $CaO$ , ve  $Y_2O_3$ ,  $CeO_2$  gibi metal oksitleri eklenir ve parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) elde edilir. Biyomateryal olarak en çok tercih edilen, yitriumun stabilizatör olarak kullanıldığı yitriumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)'dir ve diğerlerinden daha üstün özellikler gösterir(Piconi ve Maccauro, 1999). Y-TZP, saf zirkonyuma ağırlığının %3-5'i kadar yitrium ilave edilmesiyle üretilir. Diğer



metaloksitlerle karşılaştırıldığında dayanıklılığı yüksektir ancak sinterizasyonu daha zordur(Manicone, Rossi Iommetti ve Raffaelli, 2007).

Zirkonya üzerine gelen kuvvetler, matriks içinde düzenli olarak dağılmış olan tetragonal fazın, daha hacimli olan monoklinik faza geçmesine neden olur. Bu faz değişimi kristallerde %3-5'lik bir hacim artışı yaratır. Kuvvetlerin uygulandığı bölgedeki hacim artışı sebebiyle sıkıştırıcı gerilimler oluşur. Bu gerilimler mikro çatlakların oluşumunu ve yayılmasını engeller. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü ile durdurulur. Dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening) olarak adlandırılan bu fenomen, zirkonyumun diğer seramiklerde bulunmayan bir özelliğe sahip olmasını ve bu sayede daha yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı göstermesini sağlar(Piconi ve Maccauro, 1999).



Şekil 2.7. Zirkonyum transformasyon sertleşmesi(Özarıslan, 2010)

Dönüşüm sertleşmesi ile ortaya çıkan baskı stresleri materyalin dayanıklılığını artırsa da, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü kontrol altında olmalıdır. Aksi halde hacimde meydana gelen artış sebebiyle ileri derecede kırıklar oluşabilir(Hannink, Kelly ve Muddle, 2004).

Zirkonyumun sinterizasyonu, %20-30 oranında hacimsel bir büzülme meydana getirmektedir. Sinterizasyon, HIP (Hot Isostatic Pressing) ve Non-HIP (Non-Hot Isostatic Pressing) olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Bu iki farklı teknikle sinterleme sonucu elde edilen zirkonyum materyalinden kaynaklarda, HIP-zirkonya ve non-HIP zirkonya olarak bahsedilmektedir. HIP-zirkonya özel veya farklı bir materyal değildir, sadece sinterleme tekniğinin adıdır ve kimyasal yapısı tamamen non-HIP zirkonya ile aynıdır. HIP, kapalı bir sistemle yüksek ısı ve basınçta uygulanan maliyetli bir sinterleme tekniğidir. Non-HIP yöntemine kıyasla, materyalin dayanıklılığında yaklaşık olarak %20'lik bir artış sağlar(Zeren, 2016).



HIP-zirkonya'nın üretimi daha uzun zaman alır ve frezlenmesi de daha zordur. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi esnasında, üzerlerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski bulunduğu düşünülmektedir. Bu düşünce klinik çalışmalarla henüz kanıtlanmamıştır ve literatürde yer alan fraktür vakaları HIP-zirkonya ile değil non-HIP zirkonya ile ilgilidir(AI- Amleh, Lyons ve Swain, 2010).

Non-HIP zirkonya'ya baktığımızda ise, basınçsız bir şekilde hazırlandığı için daha pöröz bir yapı göstermektedir. Sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılır. Bu sayede stresin başlattığı tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm olayı ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik faz oluşumu önlenir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan sıkıştırıcı stresler dayanıklılığı artırsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemleri yapılmasını önermemektedir(Akıllı, 2010).

Zirkonyumun dişeti ile olan biyoyumluluğuna bakan çalışmalarda; zirkonyumun yüzeyinde titanyuma kıyala daha az plak tutulumu saptanmıştır. Dişeti ile olan uyumunun da titanyumdan daha iyi olduğu bildirilmiştir(Rimondini ve ark., 2002).

Y-TZP mükemmel korozyon ve aşınma direnci gösteren, rezorbe olmayan bioinert bir metal oksittir. Young modülünün paslanmaz çeliğinkine yakın olması, yüksek bükülme direnci (900-1200 MPa), yüksek radyoopasitesi, yüksek kırılma direnci, düşük ısı iletkenliği, millenebilmesi, diş renginde olması ve biyoyumluluğu gibi avantajlarının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır(Güngör, M., B., Aydın, C., Yılmaz, H., Gül, E., 2014).

Düşük sıcaklık bozunması (low temperature degradation) zirkonya seramiklerin dezavantajlarından birisidir. Düşük sıcaklık bozunması (DSB) fenomeni yaşlanma olarak da isimlendirilir. Bu fenomenin oluşumunu su molekülleri tetikler ve zirkonya yüzeyinde tetragonal fazdan monoklinik faza sürekli bir dönüşüm meydana gelir. Uzun süren hidrotermal gerilim varlığında bu fenomen oluşmaktadır. Düşük sıcaklık bozunması, yüzeyde pürüzlülük ve mikroçatlak oluşumuna yol açarak zirkonyanın kullanım süresini kısaltmakta, performansını ve güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir(Chevalier, Gremillard ve Deville, 2007).

Tütün ürünleri kullanan, diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığı olan, aktif periodontitisli hastalarda ve aşırı kemik yıkımının bulunduğu hastalarda kullanılması önerilmemektedir(Zeren, 2016). Zirkonya içeren birçok seramik sistem olmasına rağmen bunlardan sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır;

- ✓ Yttriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y- TZP)
- ✓ Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg- PSZ)
- ✓ Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA)(Denry ve Kelly, 2007).

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg- PSZ) porozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 mikrometre) sebebiyle aşınma gösterdiğinden başarılı olamamıştır(Denry ve Kelly, 2007). Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) ise

yitrium katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP) ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özellikler göstermiştir(Piconi ve Maccauro, 1999). Bütün bunlar zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (TZP) materyaline olan ilgiyi artırmıştır.

#### Zirkonyumun ışık geçirgenliği;

Seramiklerin uygun ışık geçirgenlikleri doğal görünüm sağlamaktadır. Işık geçirgenliği materyalin translusent özelliğiyle sağlanır. Zirkonya seramikler dışın doğal rengine benzemekle beraber opak bir renge sahiptir. Bu özelliği sayesinde metal bir post ya da renklenmiş bir diş maskelenebilmektedir(Watkin ve Kerstein, 2008).

Seramiklerin matriks yapısındaki kristalin büyüklüğü, kimyasal özelliği ve miktarına göre ışığın yansımaları ve saçılması değişmektedir. Zirkonyum esaslı tam seramiklerde, kor opak olduğundan koron kalınlığının minimal düzeyde tutulması istenir ve bu opak görüntü dentin ve mine seramiğiyle maskelenmeye çalışılır. Zirkonyumun radyoopasite özelliği restorasyonun marjinal uyumunun radyografik olarak değerlendirilmesinde kolaylık sağlar(Yerliyurt, 2015). Günümüzde CAD/CAM sistemleri farklı renklerde porselen grupları için farklı tonlarda zirkonya korlar üretebilmektedir(Watkin ve Kerstein, 2008).

#### Zirkonyumun biyouyumluluğu;

Zirkonyumun medikal alanda kullanımı ilk olarak 1969 yılında ortopedi ile başlamıştır ve kalça protezlerinde alüminyum ve titanyuma alternatif olarak sunulmuştur. Zirkonyum dioksidin maymun femuruna yerleştirildiği çalışmada herhangi bir olumsuzluğun meydana gelmediği görülmüştür(Piconi ve Maccauro, 1999). O dönemde in vitro teknikler çok gelişmediğinden ilk yapılan çalışmalar genellikle in vivo olarak yapılmıştır. 1990'lı yıllara gelene kadar yapılan çalışmalarda zirkonyumun kas ve kemik dokuları üzerinde olumsuz sonuçlara yol açmadığı rapor edilmemiştir. 1990'dan sonra zirkonyumun hücreler üzerindeki etkileri hakkında bilgi sahibi olmak için in vitro çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda zirkonyum dioksidin sitotoksik olmadığı görülmüştür. Ayrıca zirkonya implantların yüksek biyouyumluluğunun yanında kemik yapımını stimüle etme özelliğine de sahip olduğu bildirilmiştir(Manicone ve ark., 2007).

#### Zirkonyum abutmentlerin avantajları;

- ✓ Radyopak olduklarından radyolojik olarak değerlendirilebilirler(Balcı, 2015).
- ✓ Abutmentler laboratuarda yapılabildiği gibi ağız ortamında da diş konturuna uygun olarak şekillendirilebilir veya CAD/CAM cihazıyla hastaya uygun olarak frezlenebilir(Balcı, 2015).
- ✓ Çok iyi polisaj yapılabilmesi sayesinde düşük korozyon, düşük plak birikimi, yüksek biyouyumluluk ve düşük ısı iletkenliği özelliklerine sahiptir,

- ✓ Tam seramik restorasyon uygulamalarında alt yapı da metal olmadığında dişetinden metal yansımaları da meydana gelmez.
- ✓ Supragingival marjin sonlanması yapılabilir böylelikle simantasyon artıklarının temizlenmesi ve kronun marjin adaptasyonu kolaylaşır(Yildirim ve ark., 2003).

#### Zirkonyum abutmentlerin dezavantajları;

- ✓ Zirkonyum abutmentlerin üzerine yapılan tam seramik restorasyonların adeziv simanlar ile yapıştırılması önerilmektedir ve simantasyon işleminin doğru şekilde yapılması restorasyonun uzun dönem başarısında önemlidir(Firidinoğlu ve Toksavul, 2007).
- ✓ Yüzey işlemi uygulanması zirkonyumun mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler(Balcı, 2015).
- ✓ Titanyum abutmentlerde genellikle vida kırılması görülürken zirkonyum abutmentlerde abutmentin kendisinde kırılma görülmektedir.
- ✓ Titanyum abutmentler kadar dayanıklı değildir.
- ✓ Fiyat olarak titanyum abutmentlere kıyasla daha pahalıdır(Yildirim ve ark., 2003).

#### Zirkonyum abutmentlerin endikasyonları;

- ✓ Güldüğü zaman dişeti fazla görünen hastalarda,
- ✓ Estetik kaygılara bağlı olarak tam seramik restorasyonların yapılmasının istendiği durumlarda,
- ✓ İmplantın açılı yerleştirildiği durumlarda implant gövdesinin yönü değiştirilmek istendiğinde,
- ✓ İmplantların yüzeye çok yakın konumlandığı ve titanyumun açığa çıktığı durumlarda,
- ✓ Bukkale çok yakın yerleştirilmiş titanyum dayanağın gingivadan yansıdığı ve periimplant mukozanın ince olduğu durumlarda kullanılır(Yildirim ve ark., 2003).

#### Zirkonyum abutmentlerin kontrendikasyonları;

- ✓ Örtülü kapanışın aşırı olduğu durumlar,
- ✓ Posterior bölgede,
- ✓ Hastada brüksizm ve yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkların bulunması,
- ✓ İmplantın yerleştirilmesine bağlı olarak abutmentin 30° den fazla açlandırılması gereken durumlarda,
- ✓ Hastanın kapanış mevcudiyetinin abutmentin aksiyal kalınlığının 0,7 mm.'den az, yüksekliğinin ise 7 mm'den az olmasına neden olduğu durumlarda kullanılmaları kontrendikedir.

### 2.8.1.3. Kompozit rezin abutmentler

#### 2.8.1.3.1. Fiberle güçlendirilmiş abutmentler:

Metal abutment kullanımında komşu dişlere göre daha grimsi bir görüntü oluşmaktadır. Bu problem diş renginde translusent bir materyal kullanımıyla aşılabilmektedir. Cam fiberle güçlendirilen kompozitlerin kırılma ve gerilme direnci artmaktadır. 2000 yılında yapılan bir çalışmada cam fiberle güçlendirilmiş kompozit abutmentlerin ağız içinde yeterli dayanıma sahip olduğunu ve geliştirilerek kullanımlarının arttırılabileceğini söylemiştir(Behr ve ark., 2001).

#### 2.8.1.4. PEEK abutment

Polietereterketon (PEEK) güçlü bir termoplastik materyaldir. Termoplastik özelliği olan bu materyalin yarı kristal yapısı vardır. PEEK hidrolize direnç göstermektedir ve yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özelliklere sahiptir. Bu özellikleri sayesinde yaklaşık otuz yıldır otomotiv, uçak, kimya ve elektronik endüstrilerinde kendisine geniş kullanım alanı bulmuştur(Aloisio Fleck NEUMANN, Cristina Cunha VILLAR, Fabiana Mantovani Gomes FRANÇA, 2014).

PEEK materyalinin biyoyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal olarak geliştirilmesi için çalışmalar 1980'lerde başlamıştır. PEEK materyalinin yüzey özellikleri yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylelikle biyoyumluluğu ispatlanmış, kimyasal dayanımı ve aşınma direnci çok güçlü olan bir biyomaterial kazanılmıştır.

Bu biyomateryal çeşitli sterilizasyon işlemleri esnasında bozulmaya da direnç göstermiştir(Kurtz ve Devine, 2008). Erime ısısı 280°C'nin üzerinde olduğundan sıcak sterilizasyon yöntemleri kullanılabilir. Diğer bir avantajı materyalin elastikiyetidir. Bükülme dayanımının 3,1 GPa olduğu görülmüştür. Bu yüksek elastikiyet modülü materyalin kırılmasını engeller ve ona kemik benzeri bir yoğunluk kazandırır. PEEK'in yüksek elastikiyet modülü materyale metal desteksiz hareketli protezler açısından yeni bir endikasyon alanı yaratmıştır. Köprü protez tedavilerinde geleneksel metal alaşım ve zirkonyumdioksit alternatif olarak ve iskelet materyali olarak kullanılabilir. PEEK'in bu şekilde kullanılması tedavinin uzun dönem başarısına büyük katkı sağlar. Kemik rezorpsiyonunun derecesine bağlı olarak protezlerdeki kron yükseklikleri artmaktadır. Bu da bir örnekle anlatacak olursak dikey cantilever implant üzerine gelen lateral kuvvetleri arttıracığından dezavantaj yaratır. Bundan dolayı üstyapı uzunluğunun artmasıyla beraber implant üzerine gelen eksenrik kuvvetler de artış görülür. Eğer hastada metal alaşımları veya yitrium ile stabilize zirkonyumdioksit de kullanılmışsa kemik kaybı miktarı köprünün hacmi ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Bu materyal düşük ağırlığı ve elastik oluşu sayesinde çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri yumuşatarak implanta ilettiğinden bu problemi çözebilir(Sever Bechir ve ark., 2016).

İnert bir malzeme olmasına rağmen veneerle kaplanabilmesi dental amaçlı iskelet materyali olarak kullanılmasını sağlar. X ray geçirgenliği iyileşme sürecini izlemek amaçlı ayrı bir avantaj sağlar. Frezleme ünitesinin maliyeti NPM titanium ve seramikten daha ucuzdur ve laboratuvarında daha kolay hazırlanabilir.

Özellikle allerjisi olan bazı hastalarda materyale olan tepkisellik materyalin suda çözünürlülüğü  $< 0,3 \text{ mg (micro g) / mm}^3$  olduğundan diğerlerine kıyasla daha düşüktür. Regensburg üniversitesinin yürüttüğü çalışmalarda, monolitik BioHpp'den yapılmış köprülerin hepsinde küçük abrazyon izleri görülmesine rağmen karşıt dişlerle olan kontakt noktalarında herhangi bir hasar gözlenmemiştir. Elde edilen bükülme direnci materyalin ister monolitik ister veneerlenmiş olsun nihai restorasyonlar için kullanılabileceğini ispatlamıştır.

Üreticileri BioHpp'u teleskobik çalışmalarda kişisel abutment olarak, bir gövdeli üç üye köprülerde, iki gövdeli dört üye köprülerde ve bar destekli protezlerin ikincil yapılarında test etmişlerdir. Fakat implant üretiminde, kanal postu, ya da iki gövdeden fazla olan köprülerde denememişlerdir (Rau ve Ravaglioli, 2016).

Kişisel abutment üretiminde BioHpp abutment da kullanılabilir. Üreticileri protez uzmanlarının ağız içinde özelleştirebileceği hazır yapıları abutmentlerin kullanımını da önermektedir. Hem kişisel hemde hazır abutmentler elastik özellikleri sayesinde gelen yükleri kemiğe yumuşatarak iletirler (Meyenberg ve ark., 1995).

Tek parça BioHpp abutment kronlar oklüzalden vidalanır. Bunların da uzun dönem stabilite ve dayanımlarının başarılı olduğu görülmüştür. Abutment kronlar laboratuvarında basınçla döküm işlemi aracılığıyla titanyum bir baz üstüne yapılıp ve ağız içinde vidalanır. Bu sayede siman artığı kalma riski hiç yoktur. Sağladığı diğer bir avantaj da estetikle ilgilidir. Dişetinde çekilme olsa bile kron estetiği bozulmaz çünkü abutmentler dişlerle aynı renktedir. Materyal, yumuşak doku tepkisi ve kemik seviyesi açısından titanyum kadar rahat kullanılabilir (Meyenberg, Lüthy ve Schärer, 1995).

PEEK'in avantajları şu şekildedir;

- ✓ İyi mekanik özellikler,
- ✓ Doğal radyolüsentlik,
- ✓ Sterilizasyona dayanım,
- ✓ Yüksek kimyasal direnç,
- ✓ Toksikite oluşturmaması,
- ✓ Manyetik rezonansa (MRI) uygunluk,
- ✓ Çok yönlü seri üretim yapılabilirliği,
- ✓ Frezlerle kolayca şekillendirilebilmesidir (Sagomonyants ve ark., 2008).

PEEK bu özellikleri sayesinde kardiyojoloji, ortopedi ve diş hekimliği gibi alanlarda kullanılmaktadır. Özellikle protetik diş hekimliğinde titanyum materyaline alternatif oluşturmuştur (Stawarczyk ve ark., 2013).

## 2.8.2. Parça Sayısına Göre İmplant Abutmentleri

### 2.8.2.2. Tek parçalı

Birden çok implantın siplintlenmesi gereken durumlarda seçilen tek parçalı abutmentler laboratuvara transfer edilemez. Bu abutment tipinin sağladığı avantajlar;

- ✓ Vida gevşemesi görülmez,
- ✓ Kolay ve tam oturum sağlanır,
- ✓ Abutmentin hazırlanması kolay olduğundan ucuzdur,
- ✓ Kalın duvarları vardır.

Ancak yukarıda saydığımız avantajların yanında dezavantajları da bulunmaktadır;

- ✓ Birden çok abutmentle birlikte kullanılabilirler,
- ✓ Tek diş restorasyonları ve açılı abutment kullanımı için uygun değildirler,
- ✓ Kırılmaya karşı da zayıftırlar(Balcı, 2015).

### 2.8.2.3. İki parçalı

İmplant gövdesindeki antirotasyonel yapıyı ve diğer komponentleri bir arada tutan abutment vidası bulunmaktadır. Esas avantaj sağladığı konu bağlı olduğu krona gelen makaslama veya rotasyonel kuvvetler altında rotasyona karşı koymasidir. Abutment ve vida gevşemesinin yalnızca radyografi ile kontrol edilebilmesi ve ince duvarların abutmentin prepare edilmesini zorlaştırması ise dezavantajlarıdır(Balcı, 2015).

## 2.9. SİMANTASYON

Simanlar diş hekimliğinde restorasyon maddeleri olarak ve ağız içi sabit uygulamalarda yapıştırıcı maddeler olarak kullanım alanı bulmuştur(Pjetursson ve ark., 2007). Sabit protetik restorasyonların başarısında kullanılan siman ve simantasyon işlemi önemli rol oynamaktadır. Simantasyon işlemine bağlı kron retansiyon kaybının, sabit protetik restorasyonların başarısızlığının en önemli sebeplerinden biri olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir(Diaz-Arnold, Vargas ve Haselton, 1999).

Günümüzde direnç, estetik vedokulara uyum yönünden yeterli özelliklere sahip siman türleri geliştirilmiştir. Ancak bunların zamanla çözünmeleri nedeniyle kron ve diş arasında mikro sızıntının meydana getirmeleri henüz önlenememiştir(Yılmaz, 2006). Simantasyonda kullanılan hiçbir materyal üstün fiziksel özellikler, retantif özellikler, biyoyumluluk, güvenli bir örtücülük, uzun süren stabilite ve manüpilasyon rahatlığı

özelliklerini birlikte bulunduramamaktadır. Bundan dolayı klinik başarısızlıklar kaçınılmaz olmaktadır. Başarısızlık oranı uygun siman seçimi ve manuplasyonu ile minimum seviyeye düşürülebilmektedir. Bununla beraber çözünme ve mekanik yıkım gibi yapıştırma önem taşıyan konular, simanın kendi özelliklerinden çok klinik durumla ilgilidir(Yılmaz, 2006).

### 2.9.1. Simanlar

Simanlar genel olarak şu şekilde sınıflandırılır;

- ✓ Fosfat simanlar
- ✓ Fenolat simanlar
- ✓ Polikarboksilat simanlar
- ✓ Rezin simanlar(Güngör, 2010).

19. yy'ın sonu, 20. yy'ın başlarında geliştirilmiş en eski simanlar olan çinko fosfat simanlar, günümüze kadar değişmeden gelebilmişlerdir. Diş ve restorasyonun pürüzlü yüzeylerine girerek mekanik bağlanma sağlayan çinko fosfat simanların en büyük dezavantajı ağız sıvılarında çözünmeleridir(Mckenna ve ark., 2011).

Smith 1968 yılında polikarboksilat simanı diş hekimliğine sunmuştur. Toz ve likitten oluşur. Tozu, çinko fosfat simanın tozuna benzer, magnezyum oksit ve çinko oksit içerir. Likidi, poliakrilik asidin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir. Distile su ile sertleşen polikarboksilat simanlar da bulunmaktadır(Güngör, 2010). Fenolat simanlar geçici simantasyon işleminde kullanılan siman çeşididir.

İdeal bir yapıştırma simanında bulunması istenen özellikler şunlardır(Yılmaz, 2006);

- ✓ Yeterli dirence sahip olmalı,
- ✓ Ağız sıvılarında çözünmemeli,
- ✓ Toksik olmamalı, pulpayı irrite etmemeli
- ✓ Pulpayı ısıdan, galvanik akımdan ve zararlı penetrasyonlardan korumalı;
- ✓ Mineye, dentine, metal alaşımlara, porselene ve akrilik rezinlere iyi yapışmalı fakat kullanılan aletlere yapışmamalı.
- ✓ Simanın optik özellikleri translüsent restorasyonların simantasyonunda, dişin yapısıyla benzerlik göstermeli.
- ✓ Sıvı haldeki simanın viskozitesi düşük, film kalınlığı ince olmalı ve ağız ısısında restorasyonun yerleştirilmesine izin verecek uygun çalışma zamanına sahip olmalı.

### 2.9.2. Yapıştırma Amacıyla Kullanılan Simanların Tutuculuk Özellikleri

Restore edilmiş dişlerde stres dağılımını araştıran analizlerde; siman üzerinde oluşan basma, gerilme, çekme ve kayma kuvvetlerinin etkileri gösterilmiştir. Bazı araştırmacılar marjinal alandaki makaslama streslerinin, dayanıklılığı sınırlı olan simanların değerlerini aşabildiğini bildirmiştir. Bu sebepten dolayı kronların simantasyonları için yüksek kayma gerilimi olan simanların seçilmesi gerektiğini söylemişlerdir. Yapılan çalışmalar restorasyonların desteklenmesi için çekme direncinin de önemli bir faktör olduğunu gösterece en önemli özellik elastisite modülüdür. Bunun yanında bazı araştırmacılar; plastik deformasyon, kompresif modulus ve basma direncinin daha fazla önem taşıdığını bildirmiştir. Resin simanlar haricinde çinko polikarboksilat simanlar en fazla çekme direncine sahipken, çinko fosfat simanlarla kıyaslandığında daha düşük modulus ve basma direnci göstermiştir. Cam iyonomer ve silikofosfat simanlar düşük çekme direncine sahip, kırılğan materyallerdir. EBA simanların en zayıf dayanıklılık ve plastik deformasyon direncine sahip materyaller olduğu görülmüştür(Yılmaz, 2006). Siman seçimi konusunda göz önünde bulundurulacak diğer faktörler; mikro sızıntı, kullanılan simanların plastik deformasyonları ve su emiciliğidir.

### 2.9.3. Çinkofosfat Siman

Çinko fosfat siman 100 yıla yakın süredir sabit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır. En eski yapıştırma simanı olan bu simanlar, yeni sistemler ile karşılaştırıldığında en uzun takip kayıtlarına sahip olanlardır(Özarslan, 2010). Özellikleri çok ideal olmamasına rağmen standart siman olarak kabul görür.

- Toz ; % 90 oranında ZnO, % 2-10 oranında MgO (simana beyaz rengini verir)
- Likit; % 45-60 oranında fosforik asit, % 30-35 oranında su, alüminyum fosfat ve bazı preparatlarında reaksiyon hızını azaltmak için metal tuzları bulunur(Sakaguchi ve Powers, 2012).

Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonları ile negatif fosfat grupları arasında olmaktadır. Toz ve likit karıştırıldığında asit-baz reaksiyonu başlar. Fosforik asit çinko oksit partiküllerinin yüzeyine etki eder ve çinko iyonlarının salınımı başlatır. Alüminyum ile kompleks oluşturan fosforik asit çinko ile de reaksiyona girerek partiküllerin kalan kısmının yüzeyinde çinkoalüminofosfat jeli meydana getirir ve siman koheziv çinkoalüminofosfat matriks içine gömülmüş reaksiyona girmemiş çinko oksit partiküllerinden oluşmuş olur(Tarı, 2010).

Çinko oksitin yalnızca yüzey tabakası reaksiyona girer. Reaksiyona girmemiş iç kısım fosfat matriks aracılığıyla bir arada tutulur (Nayır, 1999). Simanın direnci toz likit oranına bağlıdır. Toz oranındaki artışla doğru orantılı olarak direnç de artar. Çekme (5-7 MPa) ve basma (80-110 MPa) dirençlerinin çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli düzeyde



olduğu görülmüştür. Ayrıca sahip oldukları yüksek elastisite modülüyle uzun köprülerde oluşan yüksek çigneme kuvvetlerine karşı direnç gösterirler (13 GPa). Çinko fosfat simanlar sadece mekanik bağlantı gösterir herhangi bir madde ile kimyasal bağlantı oluşturmaz(Sakaguchi ve Powers, 2012).



Avantajları ;

- ✓ Kolay manipülasyon,
- ✓ Uygun çalışma süresi,
- ✓ Başarılı bir geçmiş,
- ✓ Yüksek sertlik direnci bulunmasıdır(Sakaguchi ve Powers, 2012).

Dezavantajları;

- ✓ Adezyonu zayıftır,
- ✓ Ağız sıvılarında çözünürlüğü yüksektir,
- ✓ pH'sı düşük olduğundan pulpal irritasyona neden olur ve buna bağlı post-operatif hassasiyet yaratır,
- ✓ Sertleşme sırasında büzülme gösterir(Sakaguchi ve Powers, 2012).

Endikasyonları;

- ✓ Metal inley ve onlay restorasyonların simantasyonu,
- ✓ Prefabrik veya döküm postların simantasyonu,
- ✓ Tam metal kronların simantasyonu,
- ✓ Metal destekli sabit kron ve köprülerin simantasyonu,
- ✓ Ortodontik braket ve bantların simantasyonu,
- ✓ Zirkonyum veya alümina esaslı tam seramik kronların simantasyonu,
- ✓ Kaide materyali olarak kullanılmaktadır(Breeding, Dixon ve Caughman, 1991).

## 2.9.4. Fenolat Simanlar

### 2.9.4.2.Çinko oksit öjenol simanlar

Çinko oksit öjenol simanın;

- Tozu; saf çinko oksitten oluşur. Yaklaşık %1'lik kısmına manipülasyonu kolaylaştırmak için asetat ve sülfat tuzları eklenir.
- Likidi; %85 öjenoldür(Kamacı, 2011).

Simanın sertleşmesi için çinko oksit ve öjenol arasında kimyasal bir reaksiyon oluşması gerekir. Bu reaksiyonun oluşmasıyla çinko öjenolat meydana gelir(Kamacı ve Müge, 2011).

Avantajları;

- ✓ Pulpa üzerinde analjezik etki,
- ✓ Antiseptik özellik,
- ✓ İyi örtücülüktür.

Dezavantajları;

- ✓ Sertliğinin düşük olması,
- ✓ Abrazyon direncinin düşük olması,
- ✓ Ağız sıvılarında kolay çözünmedir(O'brien, 2002).

Çinko oksit öjenol siman; derin kavitelere kaide materyali olarak, kron ve köprülerin geçici olarak yapıştırılmasında ve geçici dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır(O'brien, 2002).

#### **2.9.4.3.Kalsiyum hidroksit simanlar**

Kalsiyum hidroksit simanların geneli iki patlı sistemler halinde bulunur. Bir patın içinde, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ve etilen tolüen sülfonamid bulunur. Diğer patın içinde ise; kalsiyum tungsten, kalsiyum fosfat ve titanyum dioksit bulunur.

Kalsiyum hidroksit sahip olduğu kalsifikasyon başlatma özelliği sayesinde sekonder dentin oluşumu uyarır(Kamacı ve Müge, 2011).

Avantajları;

- ✓ Kolay maniplasyon,
- ✓ Açık pulpa ve çürük dentin üzerinde olumlu etkiye sahip olma,
- ✓ İyi örtücülük özelliği
- ✓ İnce tabakalarda hızlı sertleşmeleridir.

Dezavantajları;

- ✓ Düşük dayanıklılık,
- ✓ Plastik deformasyon,
- ✓ Kenar sızıntısı
- ✓ Asidik ortamda yüksek çözünürlüğe sahip olmalarıdır.

Kalsiyum hidroksit siman derin kavitelere astar malzemesi olarak kullanılır. Bu simanın yüksek çözünürlüğü ve düşük dayanıklılığı yapıştırma simanı olarak kullanımını sınırlamaktadır.

### 2.9.5. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Dennis Smith 1968 yılında; simanların gerilme dayanımını arttırmak ve diş dokularına adezyon sağlamak amacıyla çinkofosfat simanının likidinin yerine poliakrilik asit koyarak çinko polikarboksilat simanı geliştirmiştir. Çinko polikarboksilat simanın; dişin yapısında bulunan kalsiyuma yapışma mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Pat halinde bulunan simanın apatite hidrojen bağı ile bağlandığı ve sonrasında siman sertleştikçe hidrojen bağlarının yerine metal iyonlarının gelerek metal iyon köprüsünün oluştuğu düşünülmektedir(O'brien, 2002).

- Toz; % 90 oranında ZnO, % 10 oranında MgO(MgO yerine bizmut, alüminyum oksit ve stannik oksit gibi diğer oksitlerde ilave edilebilir). manipülasyon özellikleri arttırmak ve sertleşme süresini modifiye etmek ve amacıyla % 4-5 oranında stannöz florid ilave edilir.
- Likit; % 35-45 poliakrilik asidin sudaki solüsyonundan oluşmaktadır.

Polikarboksilat simanın likiti ile beraber karıştırılması ile; toz yüzeyinde bulunan kalay, magnezyum ve çinko gibi iyonların, poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla reaksiyona girerek, iyonik çapraz bağ oluşturmasıyla sertleşme reaksiyonu başlar. Sertleşen siman, çinko polikarboksilat matriks içinde dağılmış çinko oksit partikülleri içerir(O'brien, 2002).

Polikarboksilat simanların likit veya su ile karıştırılan çeşitleri vardır. Su ile sertleşen çeşitlerinde, poliakrilik asit kurutulup dondurulmuş ve toz haline getirilmiştir. Bu şekilde siman tozuna eklenmiştir.

Polikarboksilat simanlar, çinko fosfat simanlarla kıyaslandığında plastik deformasyon dirençleri daha düşüktür. Bu sebepten yüksek çiğneme basıncı olan bölgelerde ve uzun köprülerin simantasyonunda kullanılmaları pek önerilmez. Polikarboksilat simanların diş yüzeylerine tutuculuğu büyük ölçüde kimyasal tutunmaya ve adezyon kuvvetlerine bağlı olduğundan, diş yüzeyinin temiz ve iyi kurutulmuş olması gerekmektedir(Tarı, 2010). Altın ve porselenle olan adezyonu zayıf olduğundan, bu materyallerden yapılmış retorasyonların simantasyonunda kullanılmaları pek uygun değildir. Paslanmaz çelikle kuvvetli bağlantı oluştururlar, bu sayede ortodontik braketerlerin simantasyonunda kullanılabilirler.

Avantajları;

- ✓ Manipülasyonu kolay ve çalışma zamanı uzundur,
- ✓ Düşük miktarda da olsa kimyasal adezyon sağlar.
- ✓ Pulpa ile biyouyumludur, postoperatif hassasiyete yol açmaz,

Dezavantajları;

- ✓ Yetersiz fiziksel özellikler,
- ✓ Ağız sıvılarında yüksek çözünürlük,
- ✓ Düşük basma direnci (55 MPa), germe direnci (8-12 MPa) ve elastisite modülüne (6 GPa) sahip olmasıdır.

Endikasyonları;

- ✓ Az üyeli metal destekli kron ve köprüler,
- ✓ Post sistemleri,
- ✓ Tam metal kronlar,
- ✓ İnley ve onley sistemleri
- ✓ Ortodontik bant ve braket yapıştırılmasında kullanılır(O'brien, 2002).

## 2.9.6. Cam İyonomer Simanlar

### 2.9.6.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından, silikat simanların  $F^-$  salma özelliği ve polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanması gibi olumlu özelliklerin birleştirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır. Alüminosilikat cam ya da fluoroalümina cam tozları ve poliasit solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşen su bazlı materyaller olarak açıklanabilirler. Erken dönem CİS'ler, "geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)" olarak isimlendirilir(Walls, 1986).

#### 2.9.6.1.1. Geleneksel cam iyonomer simanın içeriği

Cam; metal floridler, alümina ( $Al_2O_3$ ), silika ( $SiO_2$ ), metal fosfatlar ve metal oksitlerin  $1000^\circ C$ ' dan daha yüksek ısıda eritilmesiyle oluşmaktadır. Metal iyonlarını genellikle lantanum ( $La^{+3}$ ) alüminyum ( $Al^{+3}$ ), stronsiyum ( $Sr^{+2}$ ), kalsiyum ( $Ca^{+2}$ ), çinko ( $Zn^{+2}$ ), potasyum ( $K^{+1}$ ) ve sodyum ( $Na^{+1}$ ) meydana getirir. Fosfat ve florid, sertleşme reaksiyonunu geliştirmek ve erime ısını arttırmak amacıyla kalsiyum ve sodyum florür iyonları halinde kullanılarak cam bileşimine katılır. Baryum sülfat ( $BaSO_4$ ), Lantanum oksit ( $La_2O_3$ ) ve stronsiyum oksit ( $SrO$ ) ise simana radyoopasite vermesi amacıyla sadece cam tozuna eklenmektedir ancak bunlar cam yapısına katılmamaktadır(Wilson and Kent 1972). Tozun içeriğine göre partikül büyüklüğü de değişiklik gösterir. Tozun partikül büyüklüğü ve dağılımı, simanın sertleşme karakteristiğini etkilemektedir. Likit olarak çoğunlukla poliakrilik asit kullanılır ancak akrilik, itakonik, maleik, tartarik asit ve vinil fosforik gibi bazı asitlerin de polimer ve kopolimerleri kullanılabilir(Erdemci, 2011).

Fluoroalüminosilikat Cam(Base) + Poliasit (Asit) → Poliasit Matriks(Tuz)

GCİS'lerin cam ve asit bileşenlerinde değişiklik yapılarak farklı endikasyonlarda kullanılacak materyaller geliştirilmiştir. GCİS'ler kullanım alanlarına göre şu şekilde sınıflanabilir;

- Tip I = Yapıştırıcı
- Tip II = Restoratif
  - Geleneksel simanlar
  - Yüksek vizkoziteye sahip cam iyonomer simanlar
  - Metal ile güçlendirilmiş (Sermet) cam iyonomer simanlar
- Tip III = Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar(Wilson, 1991).

Avantajları;

- ✓ Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilir,
- ✓ Minimal kavite preparasyonuna izin verir,
- ✓ F<sup>-</sup> salma, topikal F<sup>-</sup> uygulamaları ile yeniden yüklenebilme ve bu sayede sekonder çürük oluşumunu engeller(Lin, McIntyre ve Davidson, 1992).

Bunlar gibi klinik avantajlarının yanında birçok dezavantaja da sahiptir(Azillah, Anstice ve Pearson, 1998).

Dezavantajları;

- ✓ Diş dokularına bağlanma kuvvetinin günümüz dentin bağlayıcı sistemlere göre oldukça yetersiz olması,
- ✓ Aşınma ve kırılma dirençlerinin düşük olması,
- ✓ Asitle çözünürlüklerinin yüksek olması,
- ✓ Manipülasyonunun zor olması,
- ✓ Sertleşme reaksiyonunun süresinin uzun olması,
- ✓ Reaksiyon sürecinde neme ve dehidratasyona karşı hassas olmasıdır(Chadwick ve Evans, 2007).

Endikasyonları;

- ✓ Metal inley ve onleyler,
- ✓ Ortodontik braketler,
- ✓ Metal destekli seramik kron ve köprüler,
- ✓ Tam seramik kron ve köprüler,
- ✓ Postların simantasyonunda kullanılır(Sakaguchi ve Powers, 2012).

### 2.9.6.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

80'li yılların sonlarında, geleneksel cam iyonomer simanın (GCİS) yapısına az miktarda rezin katılmasıyla rezinle modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) ortaya çıkmıştır. Böylelikle geleneksel cam iyonomer simanın sertleşme süresinin kısaltılması, dayanıklılığının artırılması, nem hassasiyeti ve çözünürlüğünün azaltılması hedeflenmiştir(Erdemci, 2011).

RMCİS'ler; GCİS'lerin yapıtaşlarının oluşturduğu asit-baz reaksiyonu, rezinin ışıkla polimerizasyonu, rezinin kimyasal polimerizasyonu(Soares ve ark., 2008). şeklinde üç farklı mekanizma ile sertleşme reaksiyonuna girerler.

#### 2.9.6.2.1. Rezinle modifiye cam iyonomer simanın içeriği

RMCİS'lerin yapısını; florealüminosilikat cam, poliakrilik asit (veya bu asitin kopolimeri), metakrilat gibi suda çözünebilen bileşenler (sıklıkla HEMA veya BİS-GMA), fotopolimerize olan hidrofilik monomerler, fotobaşlatıcı ve suyun birleşimi meydana getirmektedir(Soares ve ark., 2008).

RMCİS'lerin diş uygulanmasından önce sitrik asit veya poliakrilik asit gibi zayıf asitlerin diş yüzeyine uygulanması önerilmektedir. Böylelikle smear tabakası uzaklaştırılacaktır. Primer uygulanması yüzey enerjisini artırmakta ve bu artışla doğru orantılı olarak bağlanma enerjisi de artmaktadır. Primer olarak genellikle poliakrilik asit kullanılmaktadır ancak firmalar ve araştırmacılar tarafından farklı konsantrasyonlar ve uygulama süreleri önerilmektedir. RMCİS'ler, hidrofilik özellikleriyle dentin bonding ajanlara benzediklerinden nemli dentin yüzeyine daha iyi bağlanırlar(Berg, 2002).

Avantajları;

- ✓ Sertleşme reaksiyon süreleri GCİS'lere kıyasla daha kısadır,
- ✓ Erken dönem nem hassasiyeti GCİS'lerden daha düşüktür,
- ✓ Aşınma ve kırılma dirençleri GCİS'lerden daha yüksektir,
- ✓ Çalışma süreleri GCİS'lerden daha uzundur,
- ✓ Manipülasyonları GCİS'lerden daha kolaydır,
- ✓ Suda çözünürlükleri GCİS'lardan daha düşüktür,
- ✓ Asitlere karşı dirençleri GCİS'lardan daha yüksektir,
- ✓ Estetik özellikleri GCİS'lara göre daha iyidir,
- ✓ F<sup>-</sup> iyonu salar ve topikal F<sup>-</sup> uygulamaları ile yeniden yüklenebilirler,
- ✓ Diş dokularına adezyon özelliklerini korumaktadırlar(Forss, 1993).

RMCİS'lerin üretilmesiyle GCİS'lerin istenmeyen birçok özelliği geliştirilse de materyalin hala tam olarak giderilememiş dezavantajları bulunmaktadır.

Bu dezavantajlar;

- ✓ Polimerize edilmiş simanın partikül boyutunun büyüklüğü nedeniyle yüzey pürüzlülüğü fazla olduğundan yapılan polisajın etkinliği sınırlıdır,
- ✓ Rezin içerikleri nedeniyle polimerizasyon büzülmesi göstermeleri bu nedenle kenar uyumunun tam olarak sağlanamaması ve mikrosızıntının engellenememesine neden olmaktadır,
- ✓ Yapısına giren su nedeniyle renk stabilitesi kötüdür, buna bağlı olarak restorasyonlarda zamanla renk değişikliği görülebilir(Sidhu, 2009).

Endikasyonları;

- ✓ Ortodontik braketler,
- ✓ Metal, metal destekli seramik ve tam seramik kron ve köprüler,
- ✓ Postların simantasyonunda kullanılırlar(Tarı, 2010).

### 2.9.6.3. İmplant simanı

Cam iyonomer içerikli yapıştırma simanlarıdır. Önerilen kullanım alanları;

- Bütün tam seramik, rezin ve metal kaideli kron ve köprülerin geçici yapıştırılmasında
- Bütün tam seramik, rezin ve metal kaideli kron ve köprülerin abutmentler üzerine geçici yapıştırılmasında kullanılabilirler.

Simante edilebilir implant restorasyonları için kullanımları uygundur. Gelecekte herhangi bir başarısızlık durumunda protezin geri çıkarılabilmesinde kolaylık sağlamak amacıyla üretilmişlerdir. İmplant destekli simante bir sabit protezin güvenli tutunmasını ve marjinal sızdırmazlığını sağlar, bunun yanında istenildiğinde esnekliği sayesinde çıkarılabilmesi kolaylaştırır. En düşük tutunma gücüne sahiptir(Alvarez-Arenal ve ark., 2016).

### 2.9.7. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, mine ve dentine, ayrıca metal ve porselen gibi farklı maddelere güçlü şekilde bağlanabilen simanlardır. Çok aşamalı işlemler gerektirdiklerinden başarı oranları kullanım tekniği ile doğrudan ilgilidir(Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Diş hekimliğinde kullanılan rezinler polimerlerdir. Polimerler, küçük moleküllü monomerlerden meydana gelir. Dental polimerler; içine eklenen dolduruculara, sertleşme mekanizmasına ve kullanılan rezin çeşidine göre farklılıklar gösterir(Güngör, 2010).

Rezinlerin polimerizasyonu sırasında büzülme kaçınılmaz olarak ortaya çıkar. Bu büzülmeyi azaltmak için ön polimerizasyon yapıldıktan sonra toz haline getirilmiş farklı inorganik doldurucular rezinlerin içerisine eklenir(Güngör, 2010).

Kompozitler, inorganik doldurucu ve monomer ve olmak üzere en az iki farklı materyalin kimyasal birlikteliğinden meydana gelir. Kompozitin yapısını oluşturan materyaller tek başlarına özelliklerini gösteremezler. Doldurucu ve monomer arasındaki kimyasal bağlantı  $\gamma$ -metakriloksiyopropil trimetoksisilan denilen organik bir ajan ile sağlanır(Magne ve Belser, 2002).

Rezin simanlar; büyük oranda doldurucu içeren BİS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen diğer metakrilatların varyasyonları halinde bulunur(Polat ve ark., 2015). Rezin simanlarda dahil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri bu maddelerin varlığıyla doğrudan ilgilidir. Polimerizasyon reaksiyonu;

- başlama,
- ilerleme,
- bitim olmak üzere 3 aşamada gerçekleşir(Güngör, 2010).

Reaksiyonun başlaması;

- ısı,
- kimyasal,
- fotokimyasal reaksiyonlar ile serbest radikallerin açığa çıkması ile olur.

Reaksiyon;

- ısı,
- ışık
- peroksitler ile hızlanır.

Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağları açıp molekülü aktive ettikten sonra diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayana kadar devam eder(Güngör, 2010).

Rezin simanlar; inorganik doldurucu, organik matriks ve bu iki fazı birleştiren ara faz olmak üzere üç temel yapıdan oluşmaktadır.

### 2.9.7.1. İnorganik doldurucu

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak ve polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek için yapının içine katılan farklı büyüklük ve şekilde kuartz, stronsiyum, yitrium, lityum alüminyum silikat, kolloidal silika ve borosilikat cam partiküllerinden oluşur.



### 2.9.7.2. Organik matriks

Organik faz taşıyıcı faz olmakla beraber yüksek vizkozite ve molekül ağırlığına sahip Bis-GMA veya UDMA gibi monomerlerin ve viskoziteyi kontrol etmek için TEG-DMA gibi düşük viskoziteli monomerlerin karışımından oluşur. UDMA adezyonu arttırmak ve renk değişimini engellemek için yapıya eklenir.

Organik matriks içerisine polimerizasyonu başlatma şekline göre kamforokinon gibi kimyasal başlatıcılar ve materyalin kendi kendine polimerize olmasını engelleyen 4-metakorfenol gibi inhibitörler de eklenir.

### 2.9.7.3. Ara faz

Metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak adlandırılan ara faz, inorganik ve organik fazları birbirine bağlayan bir vinil-silan türevidir. Silan bağlayıcılar; inorganik doldurucuların yüzeyindeki hidroksi grupları ve su ile ester bağı kurarken, organik matriksin metakrilat gruplarıyla kovalent bağ kurarlar.

### 2.9.7.4. Silan bağlayıcı ajanlar

Üç hidrolize alfoksi grubu ve organofonksiyonel bir kısımdan oluşmaktadır. Aktif hale geçmeden trialkoksisilan hafif asidik etanol-su çözeltisinde hidrolizasyona uğrayarak trialkoksi grubundan silanol formuna dönüşmektedir(Matinlinna ve ark., 2004). Sonrasında, metakrilat grubu olan organofonksiyonel kısım, rezin kompozit sistemin monomerleri ile polimerizasyon reaksiyonu meydana getirmektedir(Tarı, 2010).

Silan bağlayıcı ajanlar rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinde değişikliğe yol açtığı gibi rezinin su emilimini ve çözünürlüğünü de azaltır. Bunu rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyip hidrolitik dengeyi sağlayarak yapar. Ayrıca meydana gelen stresin rezin matriksten dolduruculara taşınmasını ve rezin materyalin bütünlüğünü de sağlar(Tarı, 2010). Silan bağlayıcı ajanlar, substratın yüzey enerjisini artırarak hidrofilik rezinin hidrofobik cam seramik, cam ve silika gibi yüzeylere yapışabilmesine olanak tanımaktadır(Tarı, 2010).

Avantajları;

- ✓ Ağız sıvılarındaki çözünürlüğü düşük,
- ✓ Stabilitesi,
- ✓ Adezyon kuvveti,
- ✓ Abrazyona karşı dirençli,
- ✓ Estetik(Uludamar, 2007).

### 2.9.7.5. Kimyasal olarak sertleşen (otopolimerizan) rezin simanlar

Genellikle birbiriyle karıştırılan iki pat şeklinde bulunurlar. Benzol peroksit benzeyen bir peroksitin, reaksiyon hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girmesi sonucu ortaya çıkan serbest radikaller kimyasal reaksiyonu başlatır. Polimerizasyon hızı aktivatör ve hızlandırıcı oranına bağlıdır(Güngör, 2010).

Bu yapıştırma simanlarının içerisinde bulunan amin grubu zaman geçtikçe renklenmelere neden olabilir. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların belirli sertleşme süreleri vardır(Blatz ve ark., 2003).

Endikasyonları;

- Metal inley ve onleyler,
- Seramik inley ve onleyler,
- Adeziv köprüler,
- Tam metal kron, metal destekli seramik kron ve köprüler,
- Post sistemleri,
- Işık geçişine olanak tanımayan kor yapısında tam seramik(Krejci ve ark., 1998).

### 2.9.7.6. Işıkla sertleşen rezin simanlar

Monomerler doğrudan ışık kaynakları(plazma ark, LED (Light Emitting Diod), halojen veya lazer) ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Polimerizasyon reaksiyonu ışığa duyarlı kamforkinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikallerin ortaya çıkması ile başlar(Uludamar ve ark., 2011).

Işıkla sertleşen rezin simanlar farklı renk seçenekleri ve farklı kıvamlar sunmaları, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesine sahip olmaları sayesinde özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük oranda kullanılmaktadır(Güngör, 2010).

Bu simanların dezavantajı; restorasyonun kalınlığı fazla olduğunda yeterli polimerizasyonun oluşmamasıdır(Allen ve ark., 2003).

Endikasyonları;

- ✓ Işığın geçişine olanak tanıyan, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan kompozit ve seramik laminate veneerler,
- ✓ Tam seramik kronlardır(Tarı, 2010).

### 2.9.7.7. Dual sertleşen rezin simanlar

Dual sertleşen rezin simanlar, restorasyonun altında polimerizasyonun tam sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan simanlardır. Baz ve katalizör olmak üzere iki bölümden oluşurlar. Katalizörün içerisinde amin/peroksit, baz yapının içerisinde ise ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon bulunur. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabilirdiği gibi katalizör ile karıştırılarak da kullanılabilir. Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan siman yaklaşık 24 saat içerisinde kimyasal olarak polimerizasyonunu tamamlar. Dual sertleşen rezin simanların büyük bir kısmı sertleşme reaksiyonunun başlaması için ışığa bağımlıdır. Işık kullanılmadığı durumlarda ise mekanik dayanımlarında zayıflama görülür(Blatz ve ark., 2003).

#### Avantajları;

- ✓ Mekanik ve fiziksel dayanımları yüksektir,
- ✓ Birden fazla substrata bağlanabilirler,
- ✓ Çok çeşitli renk ve opasite seçeneği mevcuttur,
- ✓ Tam seramik sistemlerle kullanıldığında seramiğin kırılma direncini arttırmaları,
- ✓ Ağız sıvılarında çözünürlüğü düşüktür,
- ✓ Adezyon iyi olduğundan daha konservatif preparasyonlara olanak tanır,
- ✓ Yüksek dirence sahiptir,
- ✓ Diş hazırlığının en yüksek retansiyon ve direnci sağlayamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler(Diaz-Arnold ve ark., 1999).

#### Dezavantajları;

- ✓ Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesi zordur ve tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi neredeyse imkansızdır. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve marjinal bölgeye hava ile teması kesen ajanlar (propylene-glykol) hemen uygulanmalıdır,
- ✓ Oksijen varlığında polimerize olmazlar ve bu durum özellikle restorasyon kenarlarında sertleşmemiş yapışkan bir tabaka olarak göze çarpar. Sonuç olarak siman sertleşmeden temizlenirse, restorasyon ve diş arasındaki marjinal bölgenin açık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında çürük oluşumuna neden olabilir,
- ✓ Simantasyon öncesi adezyon ve pürüzlendirme işlemlerin uygulanması hem zaman alıcıdır hem de hassasiyet gerektirir,
- ✓ Maliyetleri yüksektir ve simanın film kalınlığı geleneksel simanlara kıyasla fazladır(Ogunyinka, 2000).

#### Endikasyonları;

- ✓ Adeziv kron ve köprü protezleri,

- ✓ Işık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alümina içerikli tam seramiklerle üretilen inley, onley, kron ve köprü protezleri,
- ✓ Fiber ve zirkonya postların simantasyonunda kullanılırlar(Tarı, 2010).

Tablo 2.2. Geleneksel ve adeziv siman karşılaştırma

<b><u>SİMANLAR</u></b>	<b><u>AVANTAJLARI</u></b>	<b><u>DEZAVANTAJLARI</u></b>
<b><i>POLİKARBOKSİLAT SİMANLAR</i></b>	<p><i>*Diş dokusuna moleküler bağlanabilirler.</i></p> <p><i>*Kullanımları kolaydır.</i></p> <p><i>*Post operatif hassasiyete sebep olmazlar.</i></p>	<p><i>*Adezyon özellikleri sınırlıdır.</i></p> <p><i>*Yüksek opasite gösterirler, estetik özellik zayıftır.</i></p> <p><i>*Zaman içerisinde çözünürlükleri artar ve kırılma eğilimleri artar.</i></p>
<b><i>REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR</i></b>	<p><i>*Diş dokusuna moleküler bağlanabilir.</i></p> <p><i>*Düşük oranda çözünürlük gösterir.</i></p> <p><i>*Düşük oranda post operatif hassasiyete neden olur.</i></p> <p><i>*Estetik özellikleri iyidir.</i></p> <p><i>*Rezın simanlar kadar teknik hassasiyet gerektirmez.</i></p>	<p><i>*Restorasyon ve diş kırıklarına sebep olabilirler.</i></p> <p><i>*Su emerek şişerler.</i></p>
<b><i>REZİN SİMANLAR</i></b>	<p><i>*Adezyon özellikleri yüksektir</i></p> <p><i>*Estetik özellikleri iyidir</i></p> <p><i>*Yüksek sertlik değeri ve düşük çözünürlük gösterirler</i></p>	<p><i>*Nadiren post operatif hassasiyete neden olurlar</i></p> <p><i>*Teknik hassasiyet gerektirirler</i></p>

## 2.10. ADEZYON

Günümüzde tam seramik sistemlerdeki gelişmelere bağlı olarak rezin esaslı simanların kullanım alanlarında da genişleme olmuştur. Zirkonya ve alümina gibi asit uygulamalarına dayanıklı seramiklerin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır ve bu beraberinde adeziv simantasyondaki gelişmeleri de getirmektedir(Blatz ve ark., 2003).

Restoratif diş hekimliğinde adezyonu sağlamak maksadıyla atılan ilk adım Buonocore'un diş yüzeyini fosforik asit uygulayarak pürüzlendirmesi ile başlamıştır(Buonocore, 1955). Rochette 1973 yılında simantasyon işlemlerinde rezin bazlı materyallerin kullanımını önermiştir. 1981 yılında Thompson ve arkadaşları, Maryland köprülerin simantasyonunda düşük film kalınlığına ve yüksek bağlanma direncine sahip mikrodoldurucu rezin bazlı simanları kullanmaya başlamıştır. Günümüzde bu materyaller yalnızca Maryland köprülerin simantasyonunda değil, geleneksel kron ve köprülerin simantasyonunda da kullanılmaktadır(Helvatjoglu-Antoniades, 1998).

Adezyon terimi; farklı iki maddeyi bir arada tutan kuvvet veya farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti olarak açıklanabilir.

Yüzey enerjisi kavramı; iki farklı madde arasında oluşan adezyonun sürekliliğinde çok önemlidir. Etkili bir adezyon yüzey özelliklerinden dolayı bir sıvı ve bir katı madde arasında oluşur. Adezyonu meydana getiren bu maddelerden sıvı olana 'adeziv' (yapıştırıcı), katı olana ise 'adherent' (yapışan) adı verilir(Tarı 2010). Katı haldeki maddenin atomları, birbirlerini kararlı ve eşit şekilde çekerler. Bu şekilde oluşan örgü yapının en dış yüzeyinde konumlanan atomlar her taraftan eşit çekim kuvvetine maruz kalmadıklarından enerjileri daha yüksek olur.

Bu sebepten; katıların iç kısmındaki enerji yüzeylerindeki enerjiden daha düşüktür. Bu olaya katıların 'serbest yüzey enerjisi' (SFE) denir(Tarı, 2010). Adezyonun güçlü olabilmesi için, adherentin yüzey enerjisinin yüksek olması gerekmektedir.

Yüzeyi ıslatabilme ve yüzeye yayılabilme; adeziv damlanın adherent yüzey ile ilişkiye geçip tam olarak ıslatabilmesi ve yayılabilmesi adezyon başarısını etkileyen diğer bir faktördür. Katılarda olduğu gibi sıvı fazdaki adeziv damlasında da serbest yüzey enerjisi bulunmaktadır. Sıvı fazda bulunan adezivin, katı fazda bulunan adherentin yüzeyinde yayılabilmesi ve yüzeyini ıslatabilmesi için adherentin serbest yüzey enerjisinin adezivin yüzey geriliminden daha yüksek olması gerekmektedir(Tarı, 2010).

Islanabilirlik; değme açısı ( $\theta$ ) ile ölçülmektedir. Katı yüzeye damlatılan sıvının oluşturduğu küreye her iki maddenin birleşim yerinden çizilen teğet ve katı madde

arasında oluşan açığa değme açısı denir. İdeal ıslanabilirlik değme açısı  $0^\circ$  'ye yakın olduğunda gerçekleşir.

## 2.11. YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ

Simanın restorasyon yüzeyine yeterli adezyonu sağlaması için farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler;

- ✓ Elmas frezler ile pürüzlendirme,
- ✓ Kuşlama ile pürüzlendirme,
- ✓ Asitle pürüzlendirme,
- ✓ Lazerle pürüzlendirme ve bu yöntemlerin birlikte kullanımları şeklindedir(Üşümez ve ark., 2004).

### 2.11.1. Elmas Frezler İle Pürüzlendirme

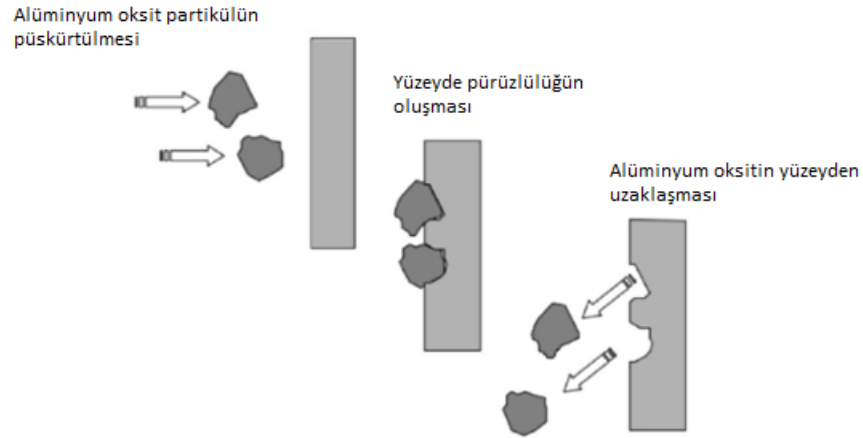
Elmas frezler ile pürüzlendirilen titanyum örneklerin yüzey pürüzlülüğü artmakta, dolayısıyla siman ve titanyumun bağlantısı artmaktadır(Bagno ve Di Bello, 2004).

Seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde bazı araştırmacılar kalın grenli elmas frezler tercih etmişlerdir(Awliya ve ark., 1998). Elmas frezlerle pürüzlendirilen yüzeyler diğer yöntemlerle kıyaslandığında daha fazla pürüzlü olmaktadır. Sonuç olarak restorasyon ve siman bağlantısının arttığı belirtilmiştir(Dérand ve Dérand, 2000).

### 2.11.2. Kuşlama İle Pürüzlendirme

Kuşlama yöntemi ile metalin yüzeyinden oksitler ve yağsı materyaller uzaklaştırılır böylece siman ve metal arasında adezyon artırılır. Metal veya seramik yüzeyine alüminyum oksit uygulandığında daha güçlü siman bağlantısı sağlayan temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilir. Bu alanda yapılan çalışmalarda en sık  $50\ \mu\text{m}$  veya  $110\ \mu\text{m}$  boyutlarındaki alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) kullanılmıştır. 2,5 veya 2,8 atmosfer basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulama yapılmıştır(Wolfart ve ark., 2005).

Alüminyum oksit( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) taneciklerinin yüzeye hızlı bir şekilde çarpması sonucu, bazı elementlerin yüzeyden uzaklaştığı veya yüzeyde biriktiği görülmüş, buna bağlı olarak karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin arttığı belirlenmiştir. Restorasyon yüzeyi ve siman arasında adezyon sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı kuvvetini arttırmak için, bağlantı ajanı uygulanmadan önce yüzeyin kuşlanması gerektiği belirtilmiştir(Kern ve Thompson, 1993).



Şekil 2.8. Kumlama ile pürüzlendirme grafiği(Espe, 2001)

Kumlama işleminin başarılı olmasında tek başına uygulamanın niteliği değil, aynı zamanda kullanılan metalin tipi de önemlidir. Soy olmayan metallerde keskin hatlı, soy metallerde ise daha yumuşak geçişli çukurcuklar meydana gelmektedir. Böylelikle yüzey alanında artış sağlanmaktadır. Bütün bu işlemler sonucunda metalin yüzeyi temizlenmekte ve ıslanabilirliğinde artış görülmektedir(Sharp ve ark., 2000).

### 2.11.3. Asitle Pürüzlendirme

Titanyum ve alaşımlarının yüzeyinde çok ince bir oksit tabakası bulunur ve çok sınırlı sayıda asit bu oksit tabakası ile reaksiyona girebilmektedir. Hidroflorik asit (HF), sülfirik asit ( $H_2SO_4$ ) ve hidroklorik asit (HCl) titanyum ve alaşımlarıyla oda sıcaklığında hızla reaksiyona girebilmektedir(Bagno ve Di Bello, 2004). Fosforik asitle ( $H_3PO_4$ ) olan etkileşim ise daha azdır(Güngör, 2010).

Titanyumla en hızlı reaksiyona giren flor; titanyum yüzeyinde makro ve mikro çukurcuklar oluşturmada, titanyum ve alaşımlarının (Ti- 6Al-4V, Ti-6Al-17Nb) kimyasal analizinde ve titanyumu çözmede kullanılır. Titanyumun flor içeren ajanlarla uzun süre temas etmesi oksit tabakası açısından sakıncalı görülmüştür(Schiff ve ark., 2002).

Araştırmacılar pürüzlendirilmiş yüzeylerde kalan kristal artıkların uzaklaştırılmasında suyun yetersiz kaldığını belirtmişler ve ultrasonik temizleyicilerin kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır(Magne ve Belser, 2002).

#### 2.11.4. Lazer İle Pürüzlendirme

Yumuşak doku cerrahisinde 1960 yılından itibaren kullanılmaya başlanan lazerler (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), 1980'li yıllarda tıpta da geleneksel yöntemlere alternatif olarak kullanım alanı bulmuştur. Böylelikle diş hekimliğinde de sert ve yumuşak dokulardaki kullanımı gündeme gelmiştir. 1997 yılında FDA tarafından sert dokularda kullanılabileceği onaylanmıştır(HADLEY ve ark., 2000).

Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerlerin kullanımıyla mine ve dentin yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitler kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırıldığı ve bu iki işlem çeşidinin rezin simanların bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır(Krejci ve ark., 1998).

#### 2.12. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU

Işık yollarını mercekler aracılığıyla değiştirip çok küçük detayları görmemizi sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. SEM (Scanning Electron Microscope-Taramalı elektron mikroskopu(TEM)); odak derinliği, ayırım özelliği, görüntü ve analizi birleştirme avantajları sayesinde araştırmalarda sık sık kullanılmaktadır.

Taramalı elektron mikroskopunun(TEM) temel çalışma prensibi bir elektron demeti ile çalışma örneğinin yüzeyini taramadır. Bu tarama işleminden önce örneklerin yüzeyi belirli bir prosedüre göre hazırlanmaktadır. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 lik glutaraldehit içerisinde bekletilir. Sonrasında konsantrasyonu giderek arttırılan etanol ile dehidratasyona maruz bırakılır ve kimyasal olarak kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara yerleştirilen örneklerin yüzeyi altın püskürten bir alet aracılığıyla altınla kaplanır(Van Meerbeek ve ark., 2003).

Tarama işlemi gerçekleşirken primer elektron demeti, örneğin yüzeyindeki elektronlarla etkileşime geçerek onları etrafa dağıtır. Sonrasında yüzeyden yayılan ikincil elektronlar algılayıcı tarafından tespit edilir ve toplanır. Bu sayede yüzeyin bileşenleri, yapısı ve topografisi ortaya çıkar. Herhangi bir bölgeden algılayıcıya ulaşan elektronların sayısı ne kadar fazla ise o bölge o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık görünür. Bu şekilde SEM aracılığıyla gri tonlarında görüntüler elde edilir ve örnekler hakkında bilgi sahibi olunur(Dufek, 2007).

#### 2.13. BAĞLANMA TESTLERİ

Bağlanma testleri, adeziv ve aderent ara yüzünde bağlantının bozulmasına sebep olan minimum kuvveti ölçen testlerdir. Bağlantının bozulmasındaki amaç, bağlantının ne kadar güçlü olduğunu gösteren değerleri bulmaktır(Demetoğlu, 2018).

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin içyapısında moleküler boyutta bir kuvvet meydana gelir. Bu dış kuvvete karşı direnç gösteren kütle birim alanına uygulanan kuvvete gerilim adı verilir. Bu kuvvet birimleri kilogram veya pound

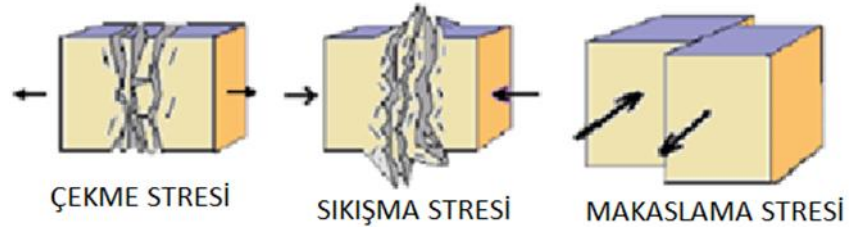


cinsinden ifade edilir. Bilimsel çalışmalarda en çok kullanılan gerilim birimi  $N/mm^2 = MPa$  ve kuvvet birimi ise Newton'dur(Bidez ve Misch, 1992).

Gerilim, bir cisme bir yük uygulandığında cismin atomları arasındaki yer değiştirmeye karşı koyan kuvvet olarak açıklanır(Güngör, 2010). Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında, cismin içerisinde gerilmeler oluşur. Bu iç gerilmeler makaslama (kesme, shear), sıkışma (compressive) ve çekme (tensile) stresleri olmak üzere üçe ayrılırlar(Zeren, 2016).

- Makaslama (Kesme, Shear) gerilimi: Bir yapının bir bölümü diğer bölümüne paralel fakat ters yönde kaydırılarak deforme edilmesiyle meydana gelen gerilim çeşidi,
- Sıkışma (Compressive) gerilimi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı meydana gelen gerilim çeşidi,
- Çekme (Tensile) gerilimi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı meydana gelen gerilim çeşididir(Güngör, 2010).

Çekme gerilimi uygulandığında, cismi meydana getiren moleküller çekilmeye karşı direnmek zorundalardır. Sıkışma gerilimi uygulandığında ise, bir arada daha yakın durmaya karşı direnç gelişmektedir. Makaslama geriliminin uygulanması durumunda da cismin bir bölümü diğer bölümünün üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmeye başlamaktadır(Güngör, 2010).



Şekil 2.9. Gerilme tipleri(Sakaguchi ve Powers, 2012)

Makaslama ve çekme testleri restorasyonların ağız ortamında maruz kaldığı gerilmeleri taklit eder. Bu testler materyallerin direncini araştırmak amacıyla uygulanırlar(Ayaz, Tağtekin ve Yanıkoğlu, 2014).

Yapıştırma sistemlerinin makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, hazırlanan örneğe bir uç aracılığıyla kuvvet uygulanarak örneğin koştugu yük belirlenmektedir. Kuvvetin uygulandığı uç, keski veya dikdörtgen şeklinde olmaktadır. Makaslama kuvveti uygulanmak istendiğinde desteksiz kuvvet uygulayan dikdörtgen şekilli uçlar yerine, örneği yüzeyden ayıracak şekilde kuvvet uygulayan keski şeklindeki uçlar daha çok kullanılmaktadır(Retief, 1991).

Yükün uygulanma hızı makaslama kuvveti uygulamalarında sonuç değerlerini etkileyen diğer bir parametredir. Elastik materyallere uygulanan yük hızı kırılğan materyallere uygulanandan daha yüksek olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı olarak genellikle 0,5 mm/dk kullanılır. Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile bulunur ve  $\text{kg/cm}^2$ ,  $\text{N/mm}^2$  (MPa),  $\text{pound/inch}^2$  veya  $\text{MN/m}^2$  cinsinden ifade edilir(Retief, 1991).

### **3. MATERYAL VE METOD**

Bu çalışma yapılırken Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deneysel Tıp Araştırmaları Birimi Laboratuvarı ve Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma Merkezi laboratuvarlarından yararlanılmıştır. Çalışmamızda farklı dental implant abutment materyallerinin değişik simanlarla olan bağlanma dayanımına bakılmıştır.

Geçici amaçlı kullanılan implant simanlarının bağlanma dayanımının, abutment yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden etkilenmekte olduğu düşünülmektedir.

Tablo 3. Çalışmamızda kullanılan örneklerin sayı ve sınıflaması

YÜZEY İŞLEMİ	SİMAN	MATERYAL		
		Zirkonyum	Grade4 Titanyum	Grade5 Titanyum
Kontrol	Polikarboksilat	8	8	8
	İmplant simanı	8	8	8
	Rezin siman	8	8	8
Kumlama	Polikarboksilat	8	8	8
	İmplant simanı	8	8	8
	Rezin siman	8	8	8
Frezleme	Polikarboksilat	8	8	8
	İmplant simanı	8	8	8
	Rezin siman	8	8	8
<b>TOPLAM</b>		<b>216</b>		

### 3.1. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız şu sırayla ilerlemiştir;

- \*Çalışma örneklerinin hazırlanması,
- \*Çalışma örneklerine yüzey işlemlerinin uygulanması,
- \*Yüzeylerin SEM analizi,
- \*Örneklerin simantasyon öncesi ultrasonik temizliği,
- \*Örneklere simantasyon işlemi uygulanması,
- \*Hazırlanan örneklerin oda sıcaklığında distile suda bekletilmesi,
- \*Bağlanma dayanımlarının ölçülmesi,
- \*Elde edilen verilerin istatistiksel analizi.

#### 3.1.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, 10x10x5 mm boyutlarında presinterize zirkonyum bloklar (Zirkonzahn SRL, An der Ahr 7, İtalya) ve 8 mm çapında, 4 mm yüksekliğinde Grade 4 ve Grade 5 titanyum alaşım prefabrik silindirik bloklar (Hint-Els, Griesheim, Almanya) kullanılmıştır. Zirkonyum bloklar sinterizasyon sonrası 8x8x4 mm boyutlarına gelmiştir.



Şekil 3.1. Titanyum örnek çapı



Şekil 3.2. Zirkonyum örnek çapı

Bloklar Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deneysel Tıp Araştırma Birimi'nde bulunan hassas kesme cihazı (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) ile su soğutması altında hazırlanmıştır.



Şekil 3.3. Hassas kesme cihazı

### 3.1.2. Örneklerin Yüzey Hazırlıklarının Yapılması

Hazırlanan toplam 216 örnek farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere rastgele seçilerek 8'er örnek içeren gruplara ayrılmıştır.



Şekil 3.4. Hassas kesme cihazında kesilen örnekler

#### 3.1.2.1. Elmas frezle pürüzlendirilen grup

72 örnek orta grenli aynı tip elmas porselen bitirme frezleri(Sistema, Minsk, Belarus) ile 15 000 devirde dönen mikromotor piyasemeni ile çeşitli yönlerde pürüzlendirilmiştir. Elmas frezlerin işlem sırasında aşındırma özelliği azalacağından standardizasyonu sağlamak amacıyla her grup için yeni bir frez kullanılmıştır.



Şekil 3.5. Kullanılan porselen bitirme frezleri

### 3.1.2.2. Kumlama ile pürüzlendirilen grup

Bu gruptaki 72 örnek Tokat Gazisomanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan kalem uçlu kumlama cihazı (Renfert Vario Basic, Almanya) ile partikül büyüklüğü 50 µm olan Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum (Renfert, Hilzingen, Almanya) ile 2,5 atmosfer basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 60 saniye boyunca kumlama işlemi uygulanmıştır.



Şekil 3.6. Kumlama cihazı



Şekil 3.7. Kumlamada kullanılan kum partikülleri

### 3.1.2.3. Yüzey işlemleri yapılmayan grup

Bu gruptaki 72 adet örnek kesme cihazından çıktıktan sonra pürüzsüzleştirme (Acra-ASG 1020 HS Surface Grinder, Acra Machinery Inc., 13173 Arrow Route Rancho Cucamonga, California 91739, ABD) işlemine tabii tutuldu.

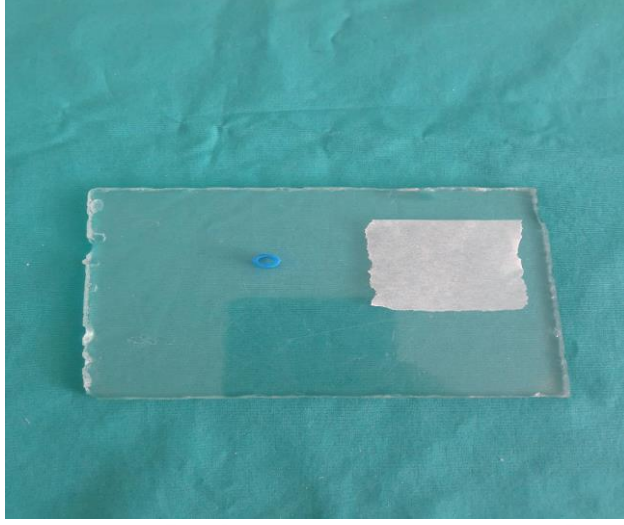


Şekil 3.8. Yüzey pürüzsüzleştirme cihazı

## 3.2. ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİTLERİN HAZIRLANMASI

3 mm derinliğinde 4 mm çapında halka şeklinde teflon kalıp kullanılmıştır. Boşluğun içerisine kompozit rezin(Kuraray Noritake, Kuraray Co., Japonya) koyularak üzerine selülozik yapışmaz bir bant yerleştirilmiştir ve polimerizasyonu sağlanmıştır. Kompozit rezin parçalara herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.





Şekil 3.9. Kompozit örneklerin hazırlanması



Şekil 3.10. Hazırlanan kompozit örnek



Şekil 3.11. Kompozit örneğin çapı

Simantasyon işlemi öncesi örnekler silikon(ZHERMACK Elite P&P Putty Fast Setting, Zhermack SpA – Via Bovazecchino, 100 – 45021 Badia Polesine (RO), İtalya) bir model aracılığıyla akril(Imicryl, Konya, Türkiye) içerisine gömülmüştür.

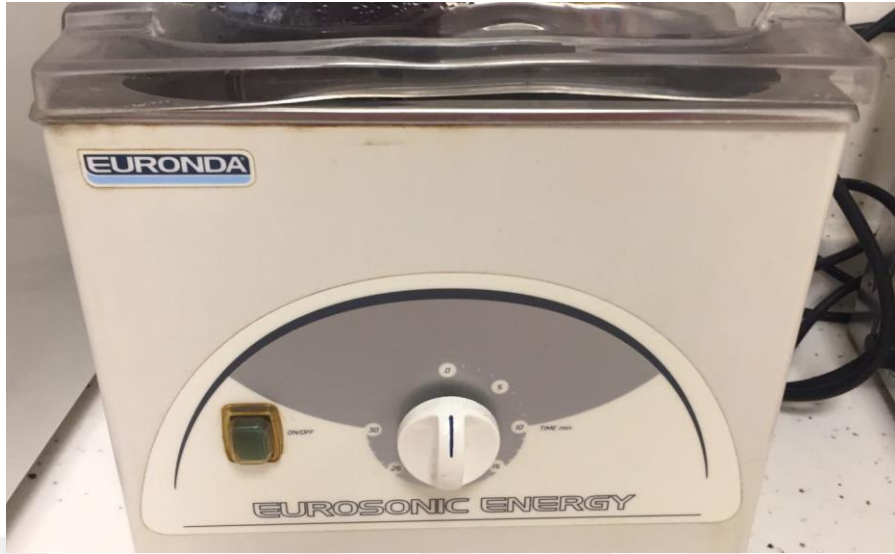


Şekil 3.12. Örneklerin akrile gömülmesinde kullanılan silikon kalıp



Şekil 3.13. Akrile gömülmüş örnekler

Yüzey pürüzlendirilmesi uygulanan ve pürüzsüz örneklerin tümü ayrı ayrı 10 dakikalık sürelerde ultrasonik temizleyicide(Euronda Eurosonic Energy, Dimsan Dental A.Ş, İstanbul, Türkiye) temizlenmişlerdir. Bu işlemi takiben durulama ve kurutma işlemleri sırayla uygulanmıştır.



Şekil 3.14. Ultrasonik temizleyici

### 3.2.1. Panavia F Rezin Siman Uygulanan Grup

Panavia F rezin (Panavia F, Kuraray Dental, Japonya) siman üretici firmanın önerine uyularak 72 adet örneğe uygulanmıştır.



Şekil 3.15. Panavia F rezin siman uygulama kataloğu



Şekil 3.16. Panavia F rezin siman

Dual sertleşen rezin siman kompozit örneğın üzerine uygulandıktan sonra kompozit blok bir presel yardımıyla deney modellerinin üzerine konulmuştur. 500 gramlık sabit bir basınç altında yerine sabitlendikten sonra taşan siman fazlalığı bir fırça yardımıyla temizlenmiştir.



Şekil 3.17. Taşan siman fazlalığını temizlemede kullanılan fırça

Simantasyon sahasının çevresine oksijen bloke edici ajan (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak sertleşmesi için oda sıcaklığında 10 dakika süreyle beklenmiştir.





Şekil 3.18. Oksijen bloke edici ajan

### 3.2.2. Çinko Polikarboksilat Siman Uygulanan Grup

Çinko polikarboksilat siman (Adhesor™ Carbofine, SpofaDental a.s., Çekya) üretici firmanın talimatlarına sadık kalınarak 72 adet örneğe uygulanmıştır. Siman kompozit modele uygulandıktan sonra çalışma örneğine presel ile yerleştirilerek 500 gr sabit basınç altında bekletilmiştir. Taşan siman fazlalığı bir fırça yardımıyla temizlenmiştir. Simanın sertleşmesi için oda sıcaklığında 10 dakika beklenmiştir.



Şekil 3.19. Çinko polikarboksilat siman

### 3.2.3. İmplant Simanı Uygulanan Grup

İmplant yapıştırma simanı (GC Fuji TEMP LT™, GC Corporation Tokyo, Japonya) 72 adet örneğe üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Siman kompozit bloğa uygulandıktan sonra çalışma modeli üzerine presel ile

yerleştirilmiş ve 500 gramlık sabit basınç altında donması beklenmiştir. Taşan siman fazlalıkları bir fırça yardımıyla temizlenmiştir. Simanın sertleşmesi için oda sıcaklığında 10 dakika beklenmiş.



Şekil 3.20. İmplant simanı

Bütün örneklere siman uygulamalarından sonra 500 gr ağırlığında standart bir kuvvet bir düzenek aracılığıyla 10 dakika süreyle uygulanmıştır.



Şekil 3.21. 500 gr ağırlık



Şekil 3.22. 500 gr'lık ağırlığın düzenek aracılığıyla uygulanması

Örnekler simantasyondan sonra bağlanma dayanımı ölçülmeden önce oda sıcaklığında distile su içerisinde 24 saat süreyle bekletilmiştir.

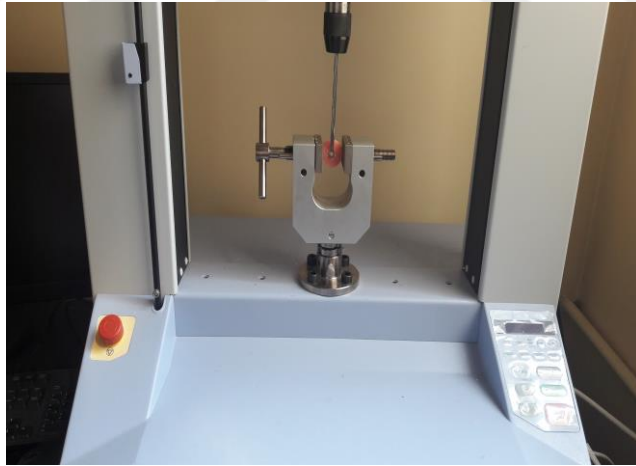
### 3.3. BAĞLANMA DAYANIMLARININ ÖLÇÜLMESİ

Bağlanma dayanımlarının ölçülmesi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deneysel Tıp Araştırma Birimi laboratuvarında bulunan universal test cihazı (Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) ile yapılmıştır.



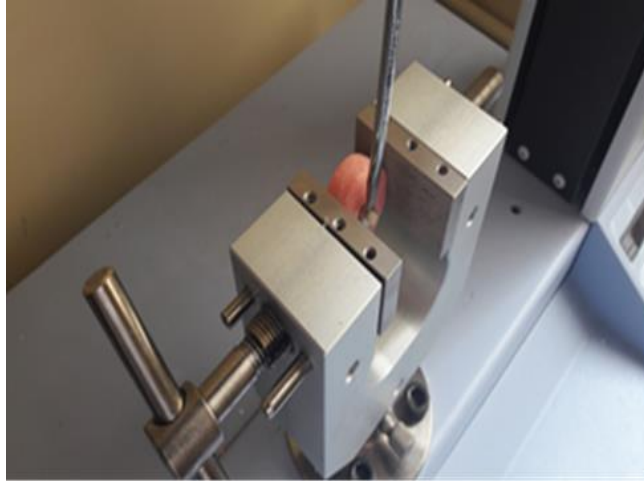
Şekil 3.23. Test cihazı

Örnekler, ölçüm öncesinde metal test düzeneğine yerleştirilip, bu düzenek aracılığıyla test cihazının bir ucuna sabitlenmiştir. Test cihazının öbür ucunda keski şeklinde sonlanan bir uç bulunmaktadır. Kesme kuvveti, başlık hızı dakikada 0,5 mm olacak şekilde siman-örnek ara yüzüne uygulanmıştır. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Elde edilen bu değer 4 mm çapındaki yapışma yüzeyinin alanı olan 12 mm<sup>2</sup> ye bölünerek MPa cinsinden kaydedilmiştir.



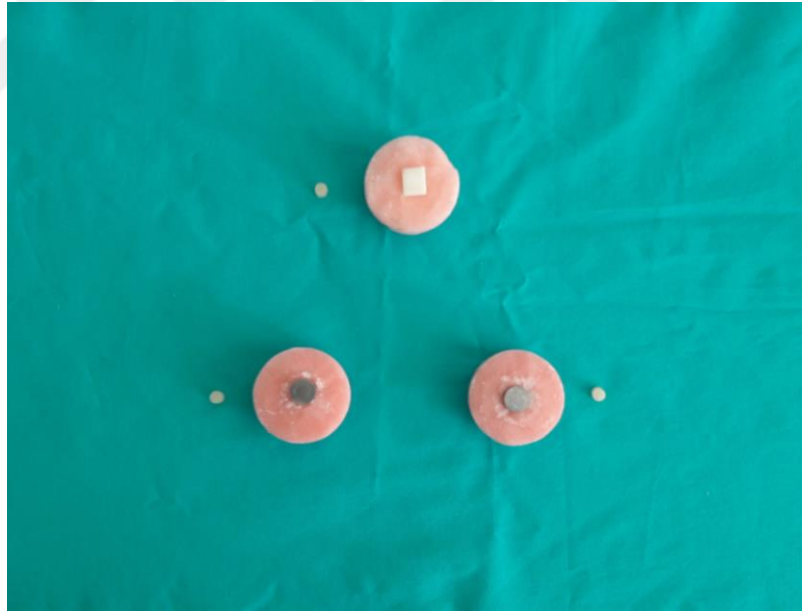
Şekil 3.24. Çalışma modelinin test cihazına sabitlenmesi





Şekil 3.25. Makaslama testinin uygulanması

Tüm örneklerde kopma işlemi tamamlandıktan sonra kopma yüzeyleri makroskopik olarak adeziv, koheziv başarısızlık yönünden değerlendirilmiştir.



Şekil 3.26. Makaslama testi uygulanmış modeller

## 4. BULGULAR

### 4.1. ÇALIŞMA ÖRNEKLERİNİN YÜZEY SEM ANALİZİ

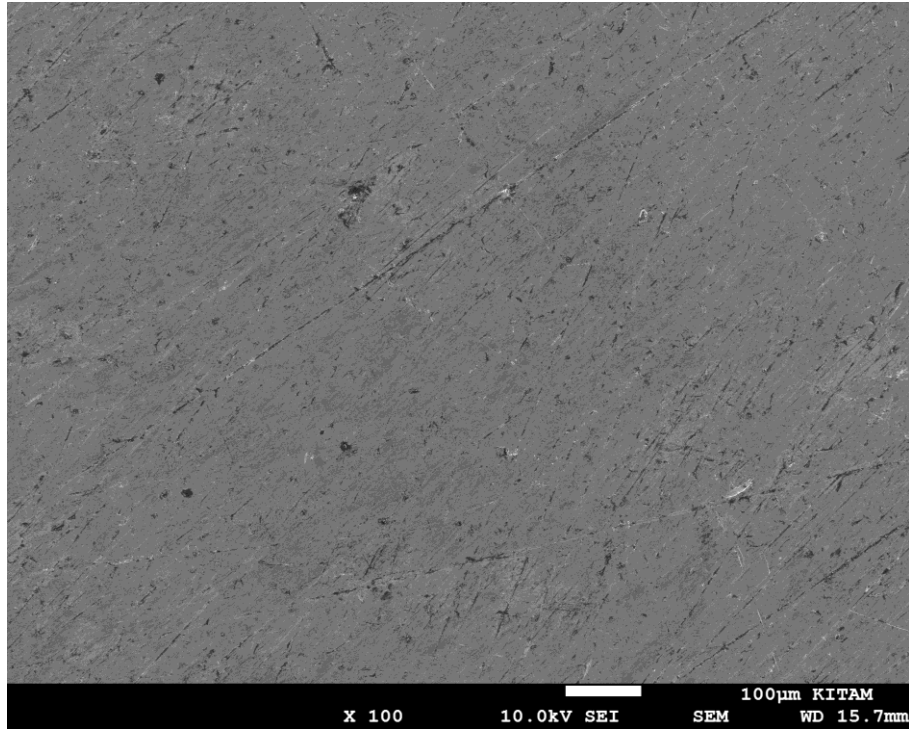
SEM analizleri Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknik Araştırma Merkezi laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL/JSM-7001F, Tokyo, Japonya) aracılığıyla yapılmıştır. Örneklerin altın kaplanması sonrası x100, x500 ve x1000 olmak üzere üç farklı büyütmede yüzey görüntüleri alınmıştır.



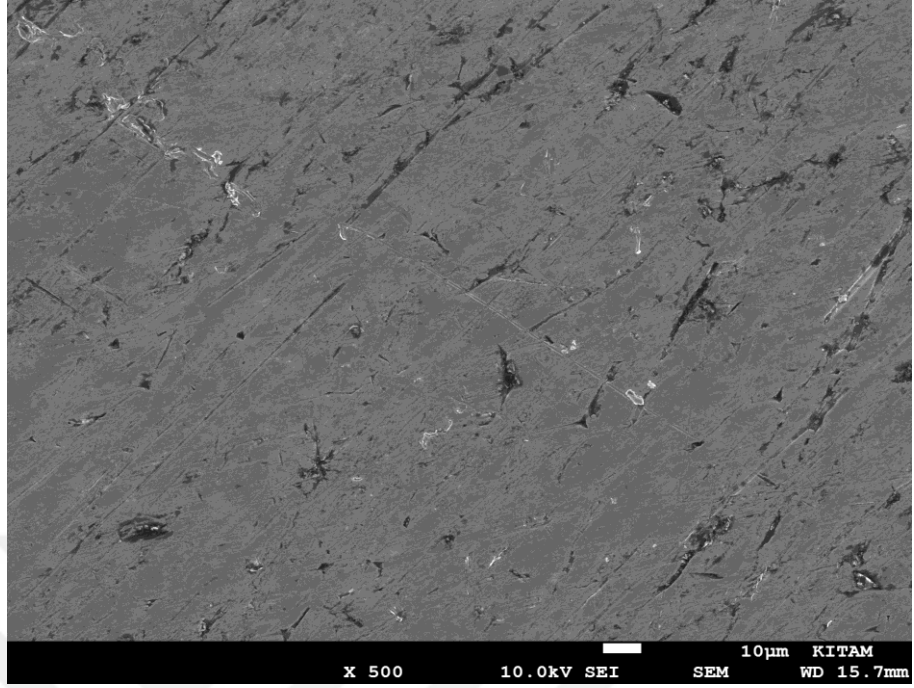
Şekil 4.1. SEM

#### 4.1.1. Yüzeylerin SEM Bulguları

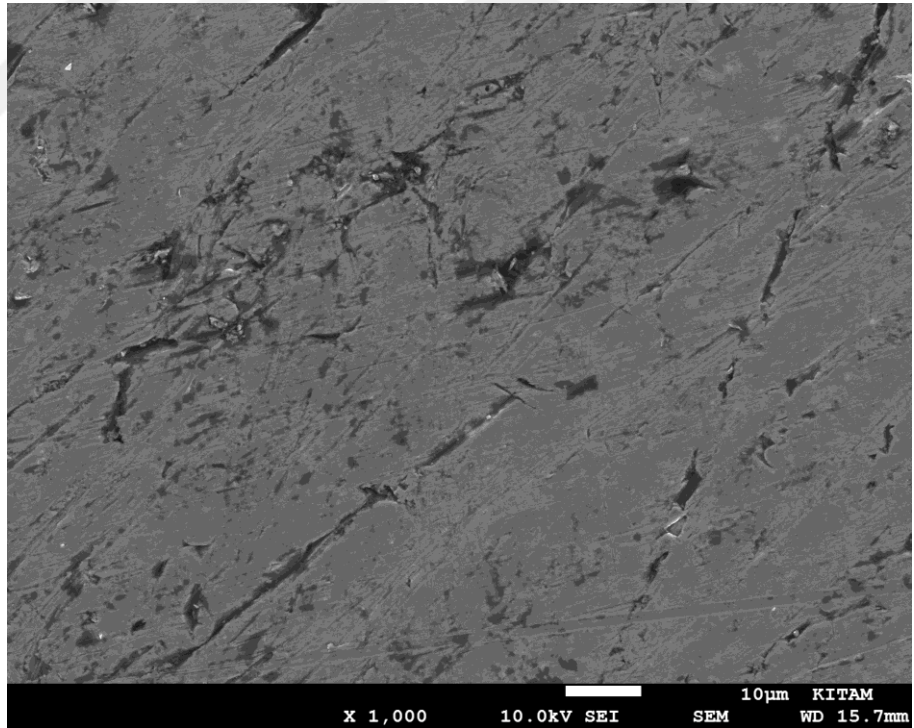
Her bir yüzey işleminin örneklerin yüzeyinde oluşturduğu etkiyi incelemek için x100, x500 ve x1000 büyütmelerinde SEM fotoğrafları elde edilmiştir. Grade 4 titanyum pürüzsüz örneklerin görüntüleri aşağıda görülmektedir.



Şekil 4.2. Grade 4 titanyum pürüzsüz x100

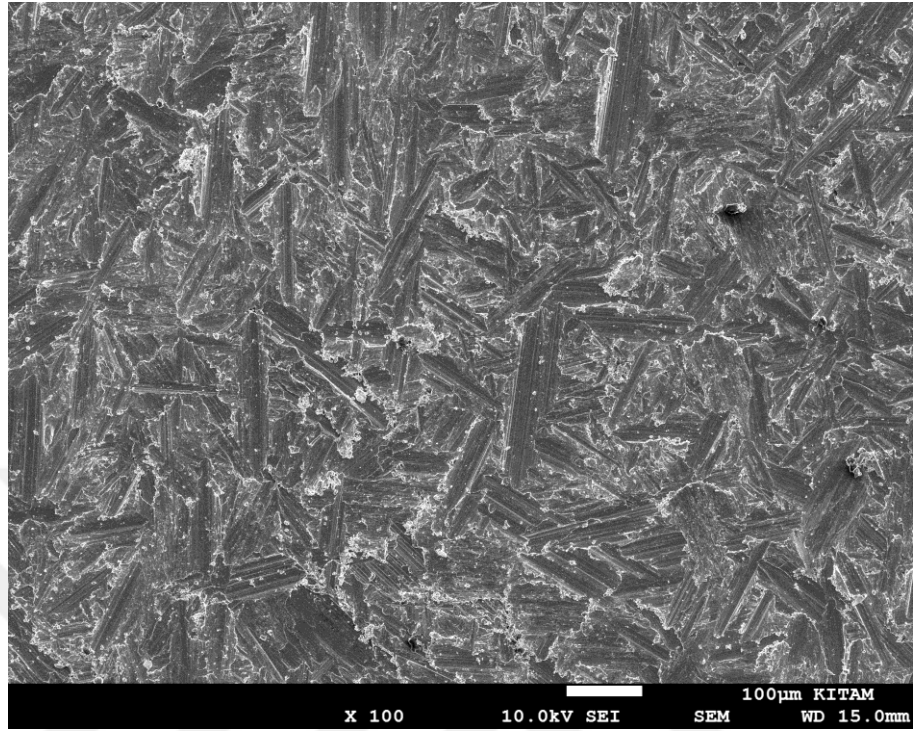


Şekil 4.3. Grade 4 pürüzsüz x500

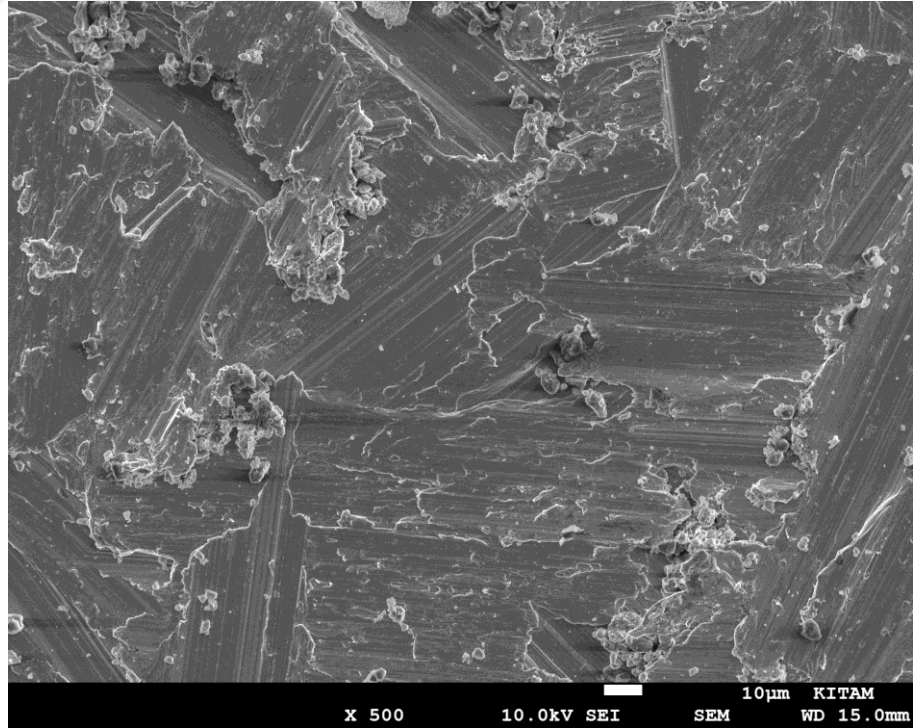


Şekil 4.4. Grade 4 titanyum pürüzsüz x1000

Grade 4 titanyum frezlemeye ait görüntüler aşağıdadır.

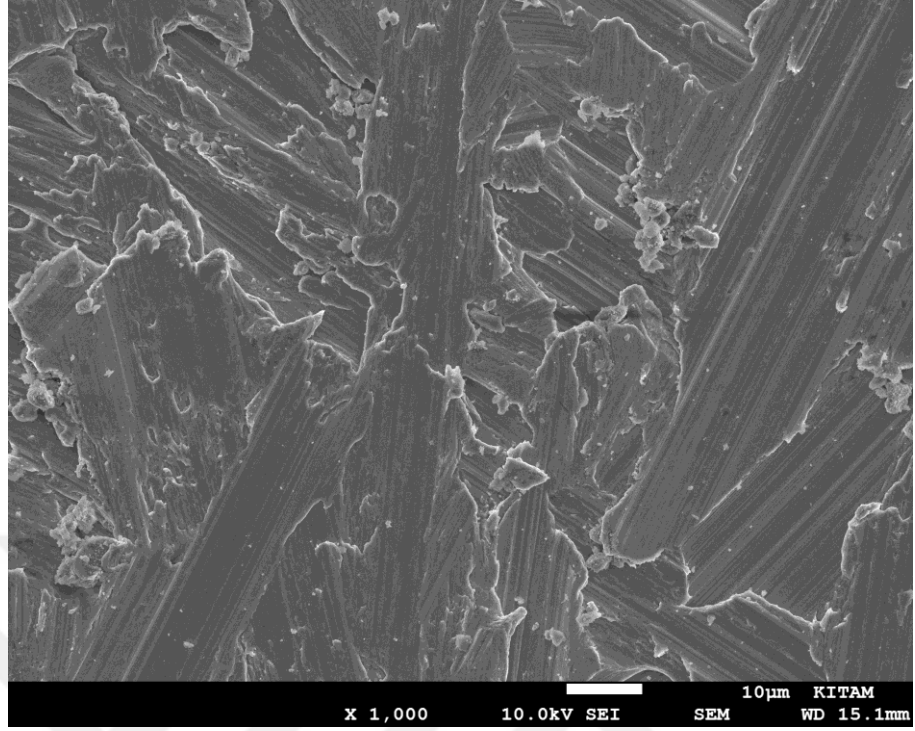


Şekil 4.5. Grade 4 titanyum frezleme x100



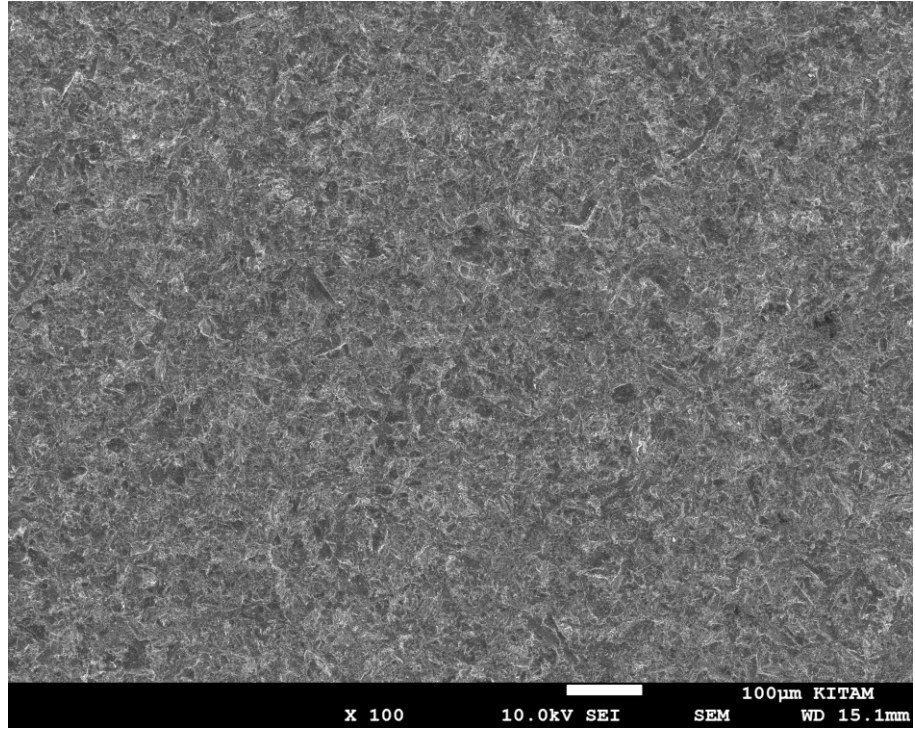
Şekil 4.6. Grade 4 titanyum frezleme x500



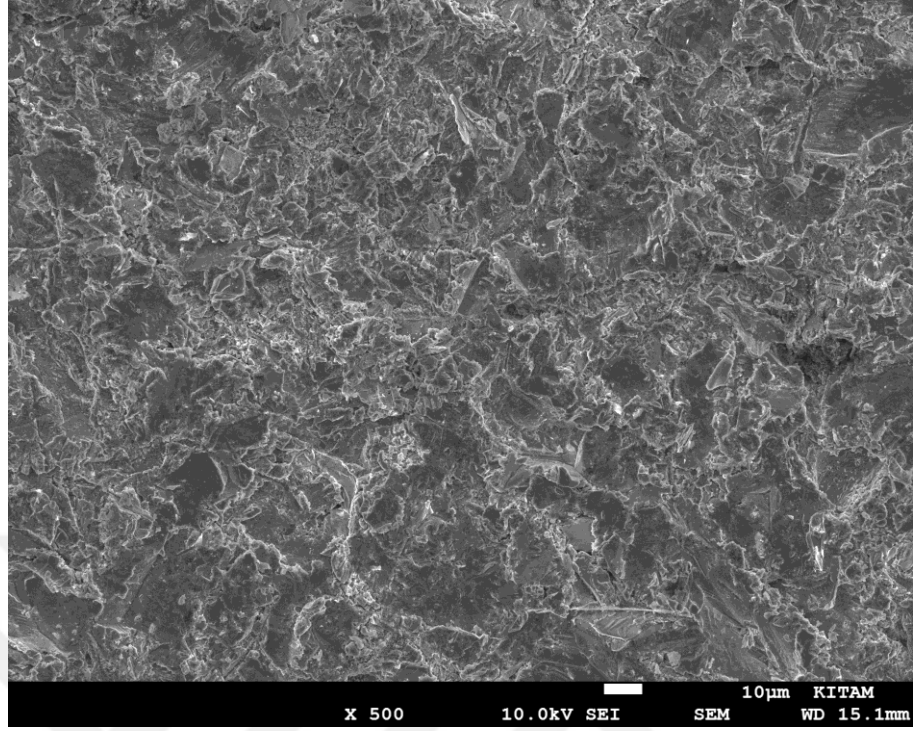


Şekil 4.7. Grade 4 titanyum frezleme x1000

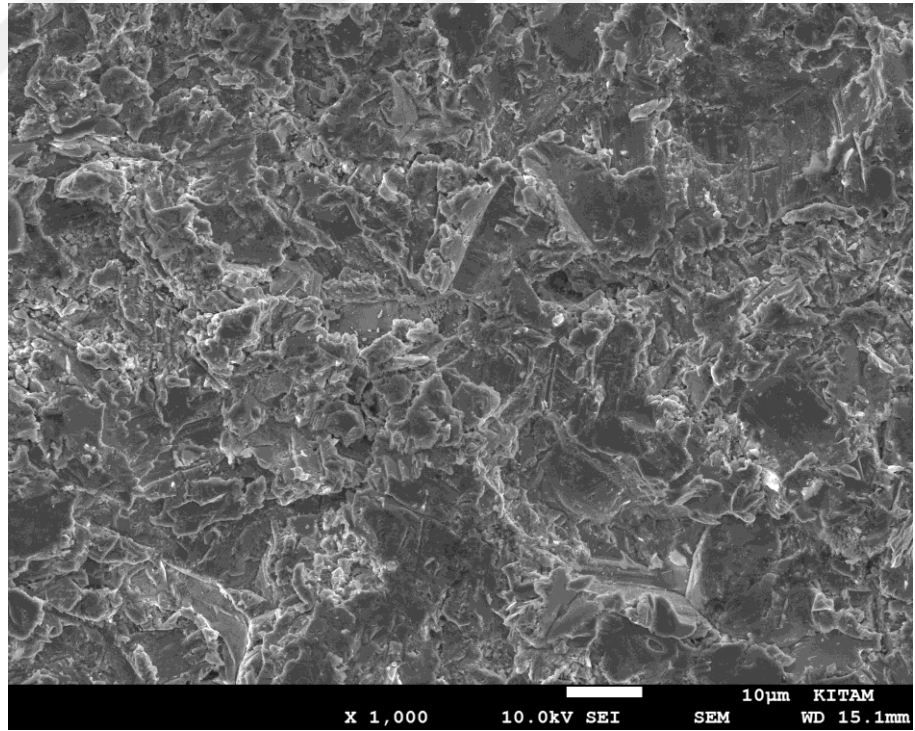
Grade 4 titanyuma ait kumlanan yüzey görüntüleri aşağıdadır.



Şekil 4.8. Grade 4 titanyum kumlama x100

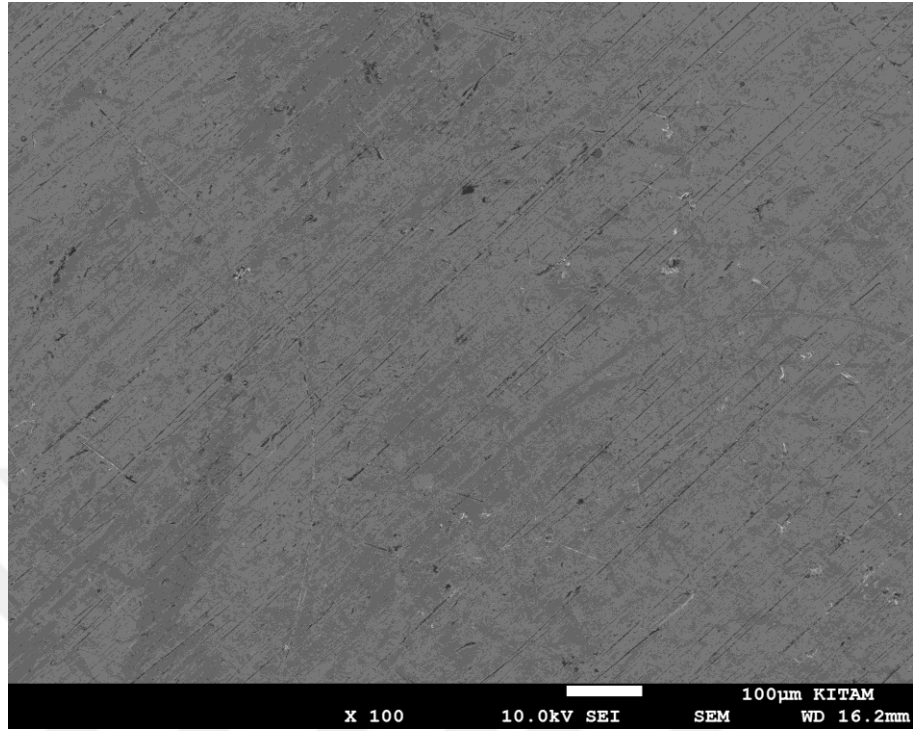


Şekil 4.9. Grade 4 titanyum kumlama x500

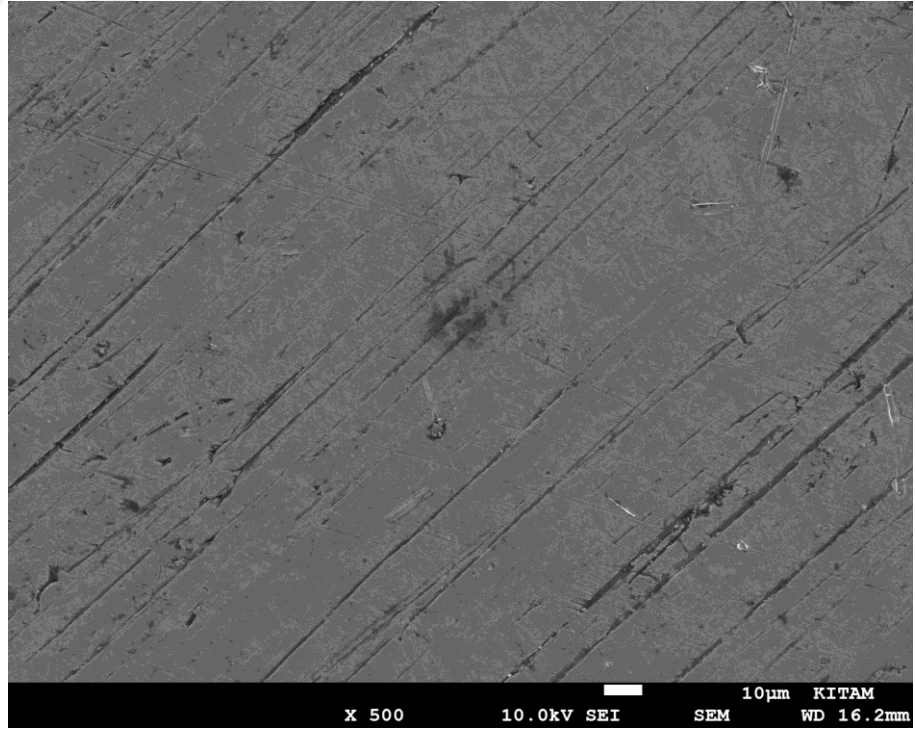


Şekil 4.10. Grade4 titanyum kumlama x1000

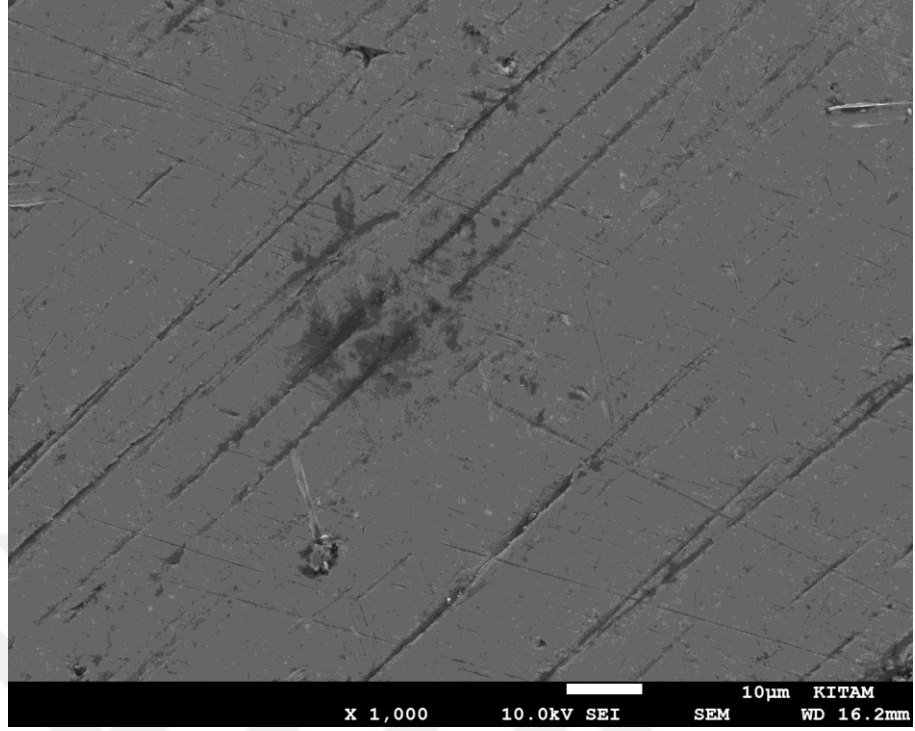
Grade 5 titanyuma ait pürüzsüz yüzey görüntüleri aşağıdadır.



Şekil 4.11. Grade 5 titanyum pürüzsüz x100

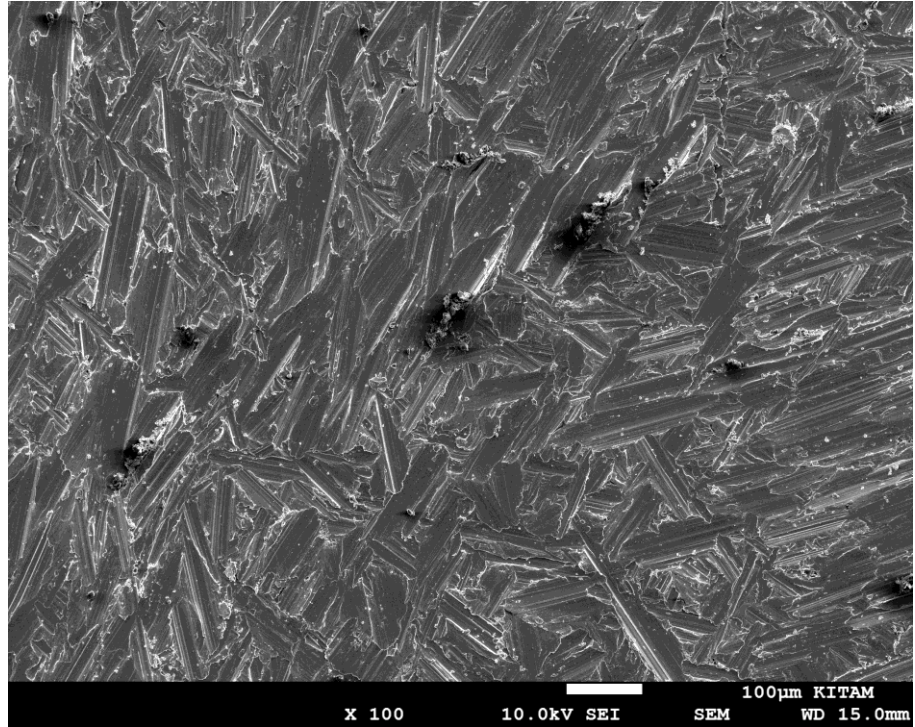


Şekil 4.12. Grade 5 titanyum pürüzsüz x500



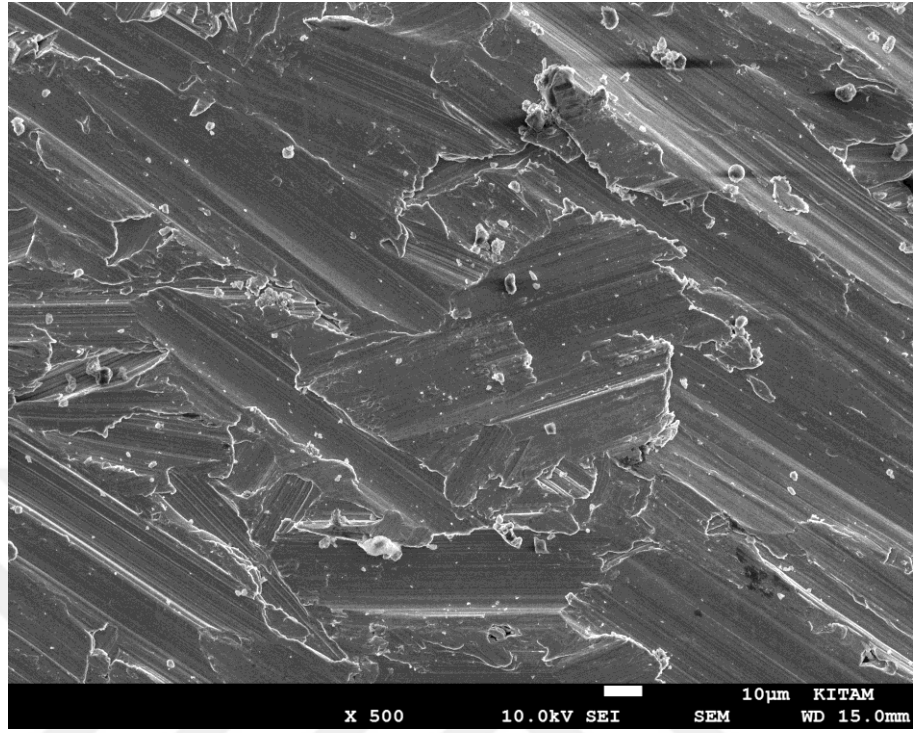
Şekil 4.13. Grade 5 titanyum x1000

Grade 5 titanyum frezleme görüntüleri aşağıdaki gibidir.

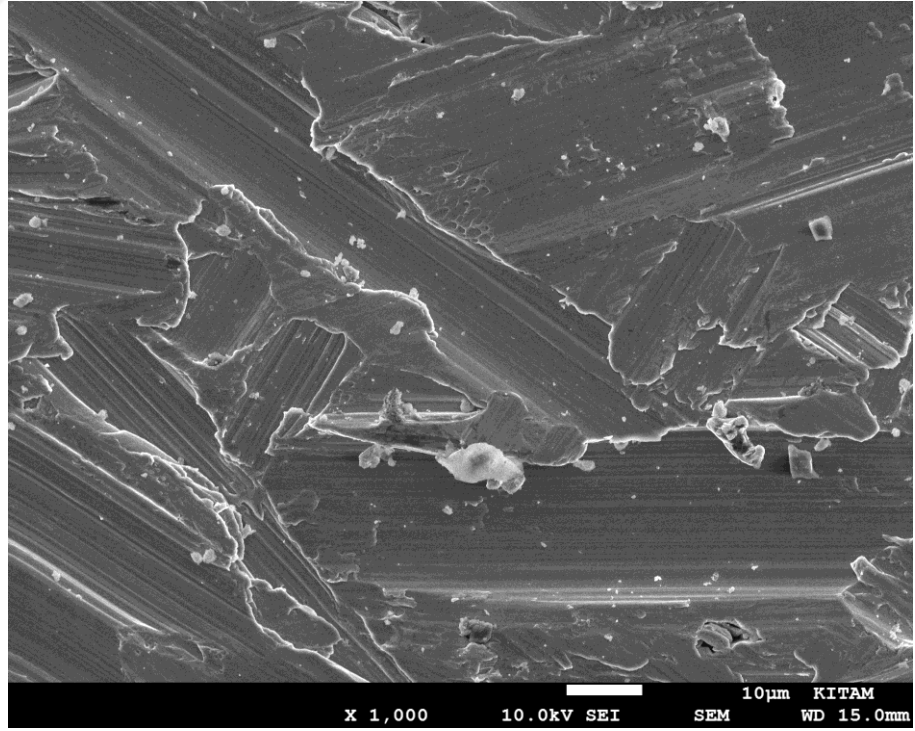


Şekil 4.14. Grade 5 titanyum frezleme x100



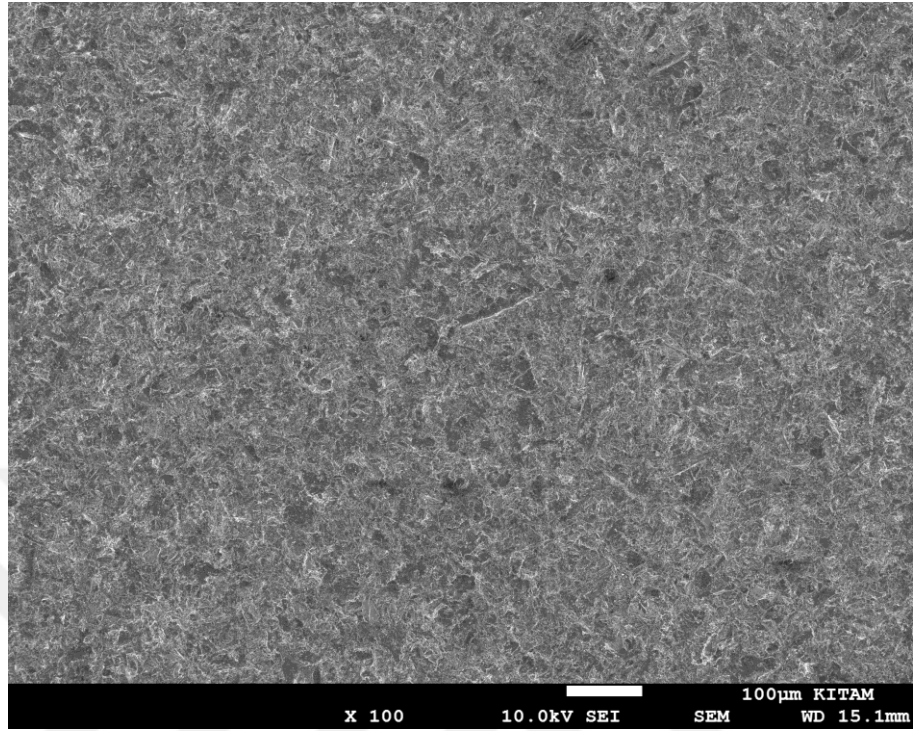


Şekil 4.15. Grade 5 titanyum frezleme x500

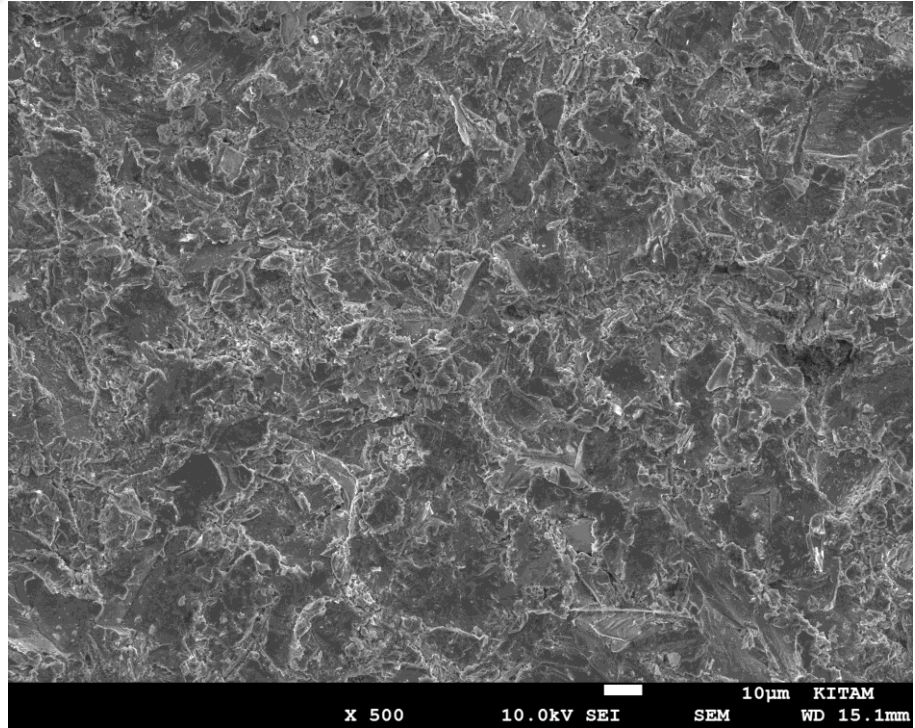


Şekil 4.16. Grade 5 titanyum frezleme x1000

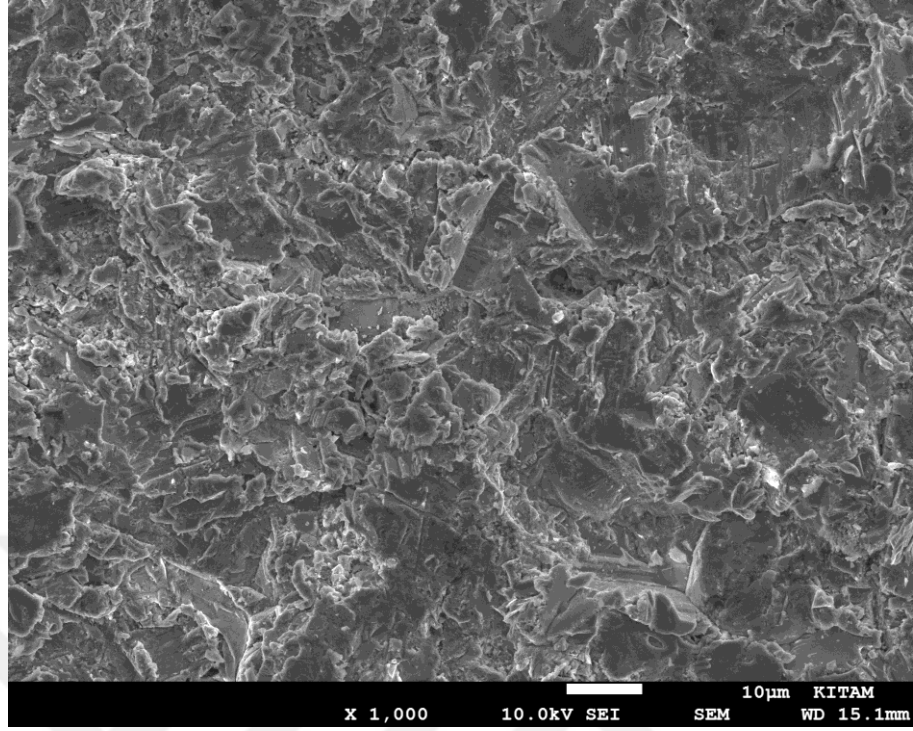
Grade 5 titanyum kumlanan yüzey görüntüleri aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.17. Grade 5 titanyum kumlama x100

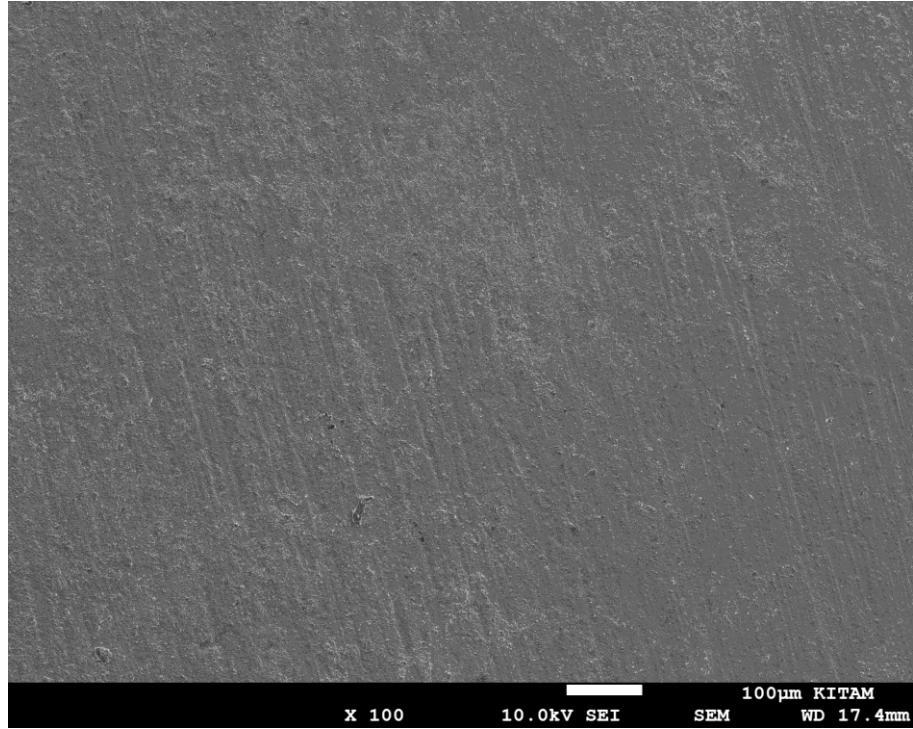


Şekil 4.18. Grade 5 titanyum kumlama x500

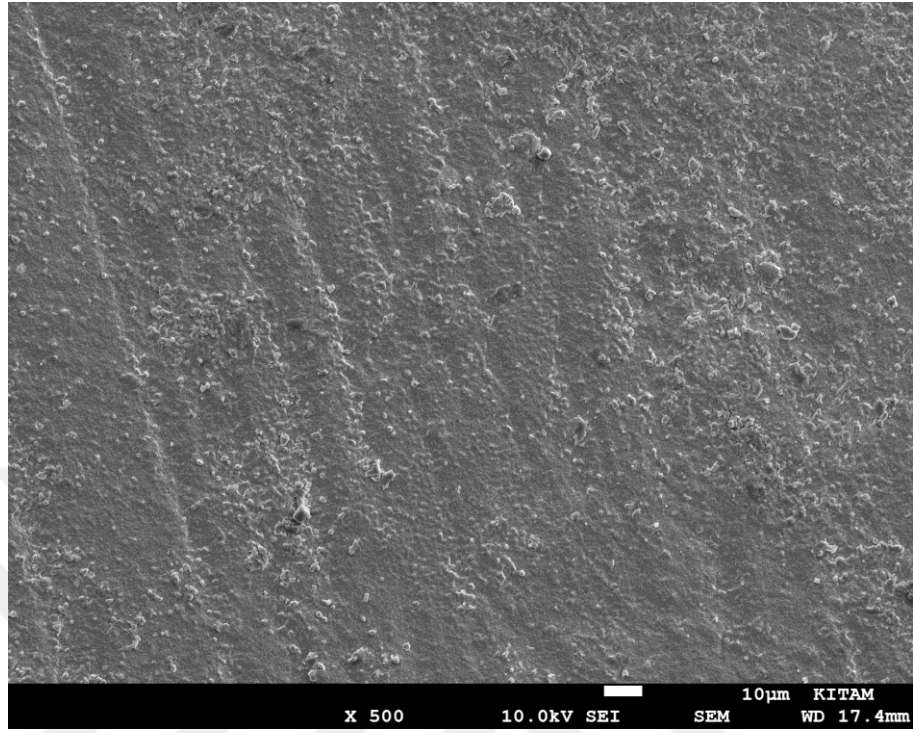


Şekil 4.19. Grade 5 titanyum kumlama x1000

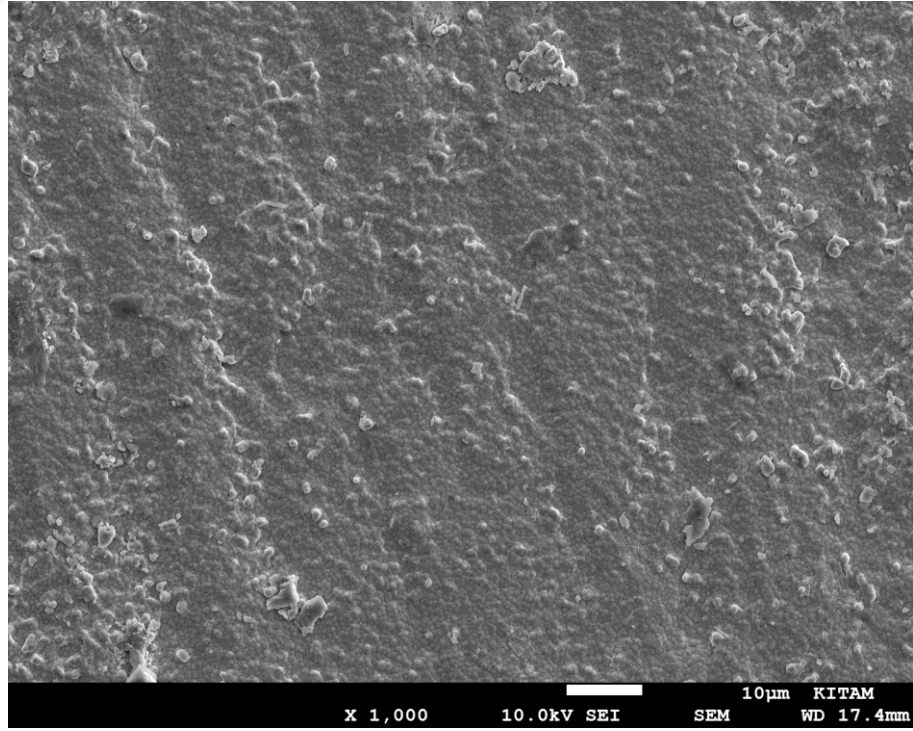
Zirkonyum pürüzsüz yüzey görüntüleri aşağıda görülmektedir.



Şekil 4.20. Zirkonyum pürüzsüz x100



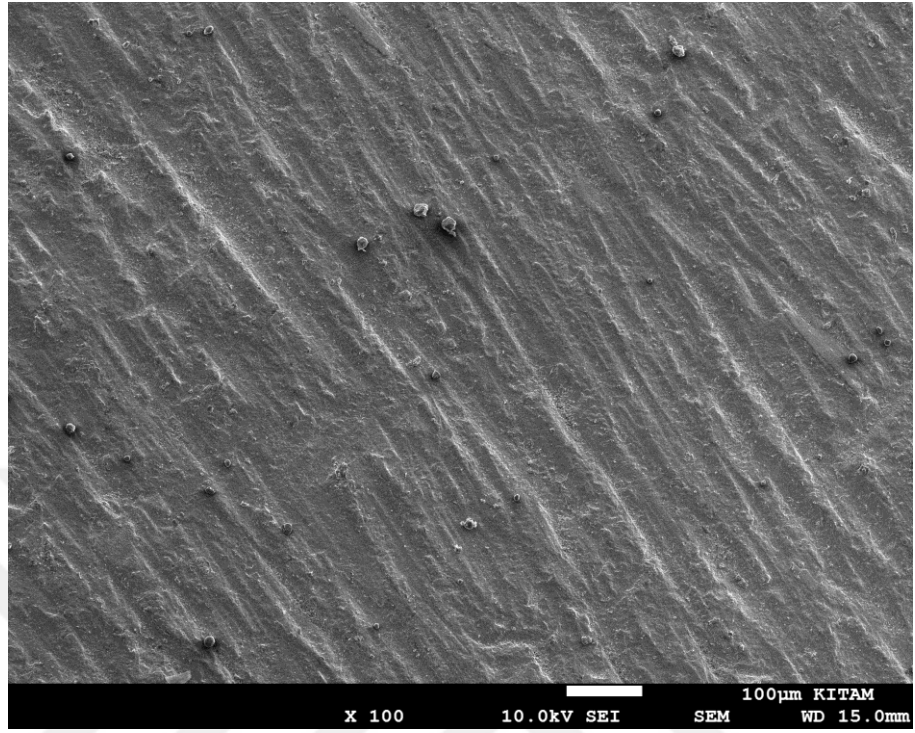
Şekil 4.21. Zirkonyum pürüzsüz x500



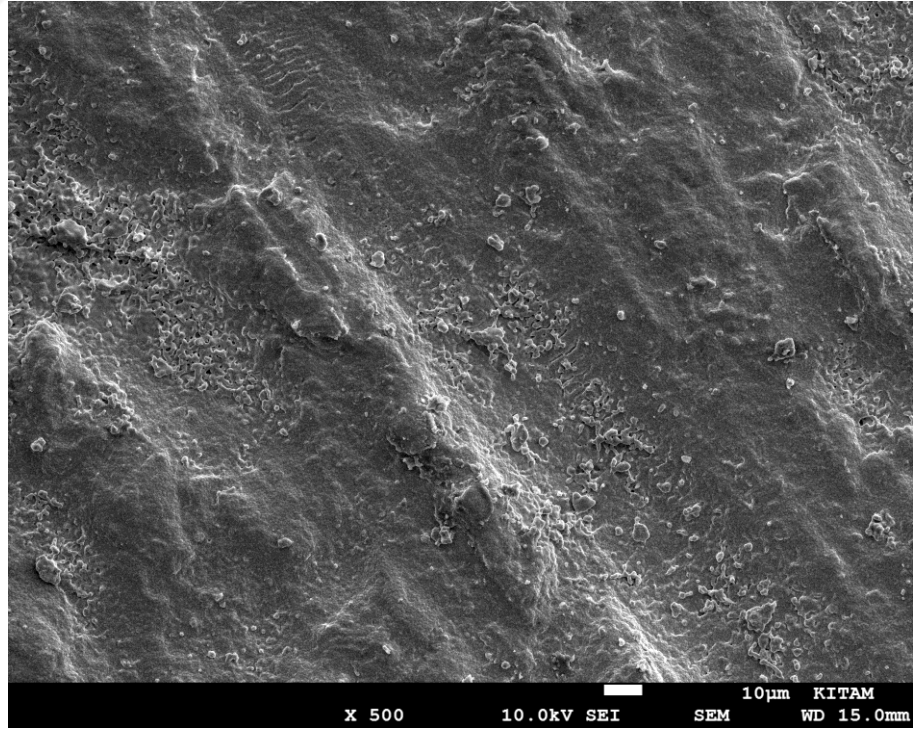
Şekil 4.22. Zirkonyum pürüzsüz x1000



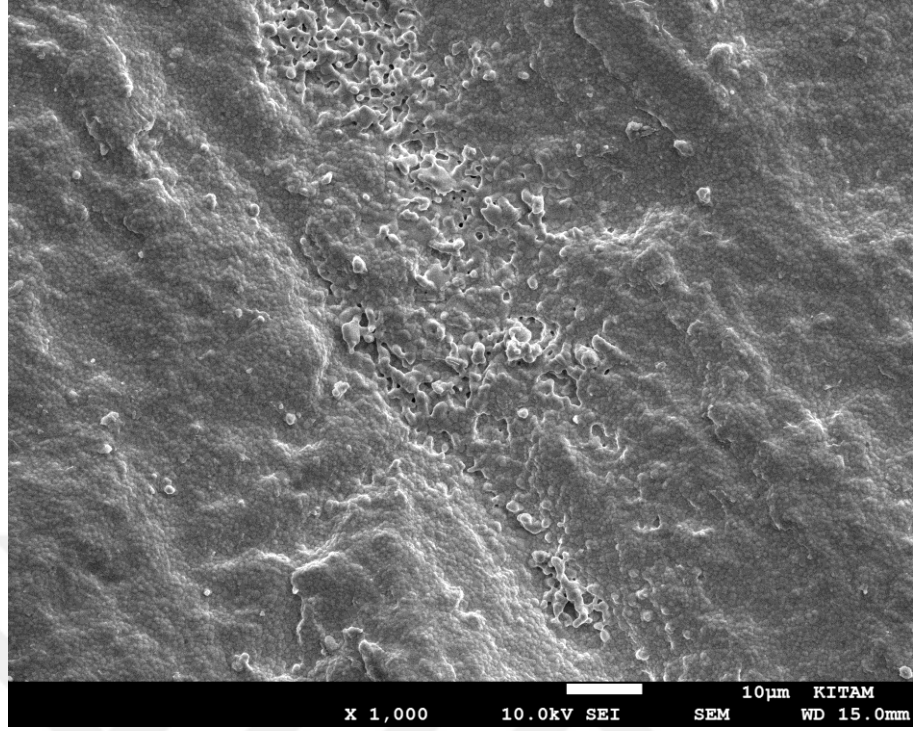
Zirkonyum frezlenen yüzey görüntüleri aşağıda görülmektedir.



Şekil 4.23. Zirkonyum frezleme x100

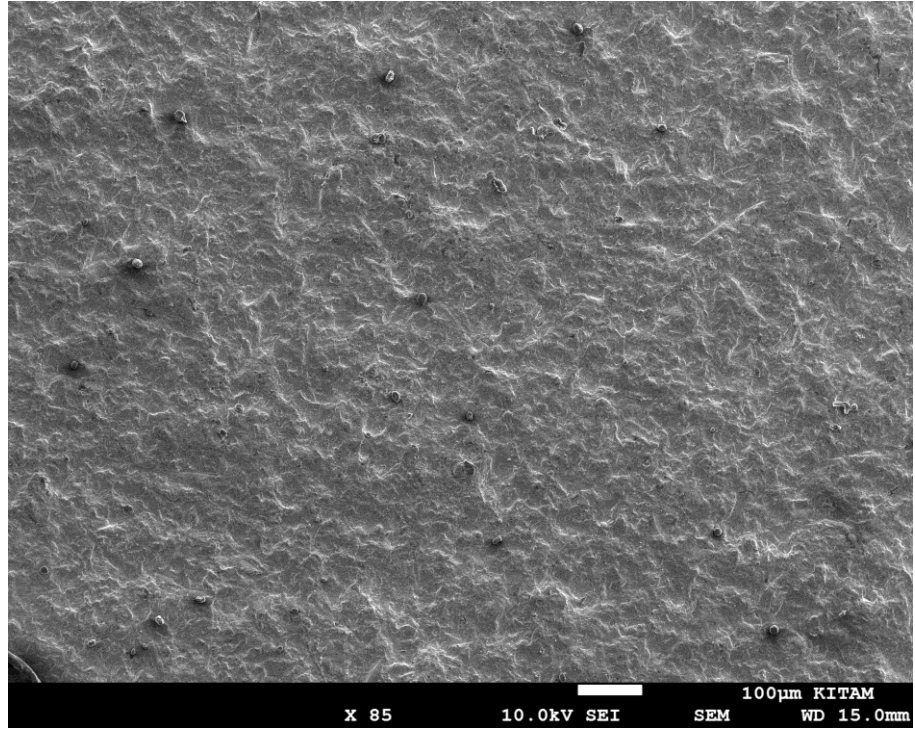


Şekil 4.24. Zirkonyum frezleme x500

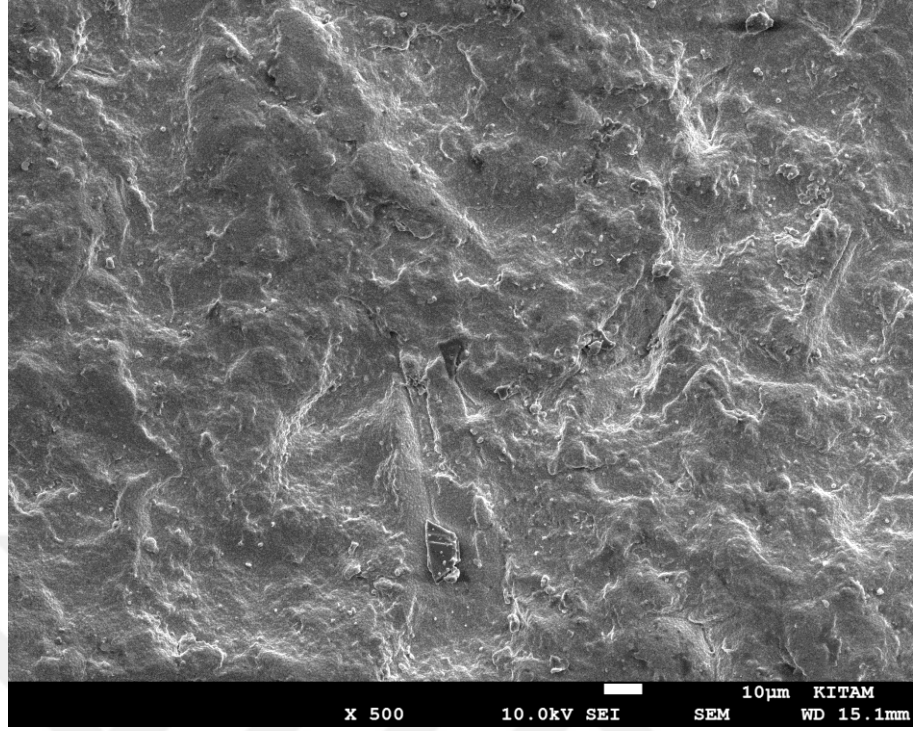


Şekil 4.25. Zirkonyum frezleme x1000

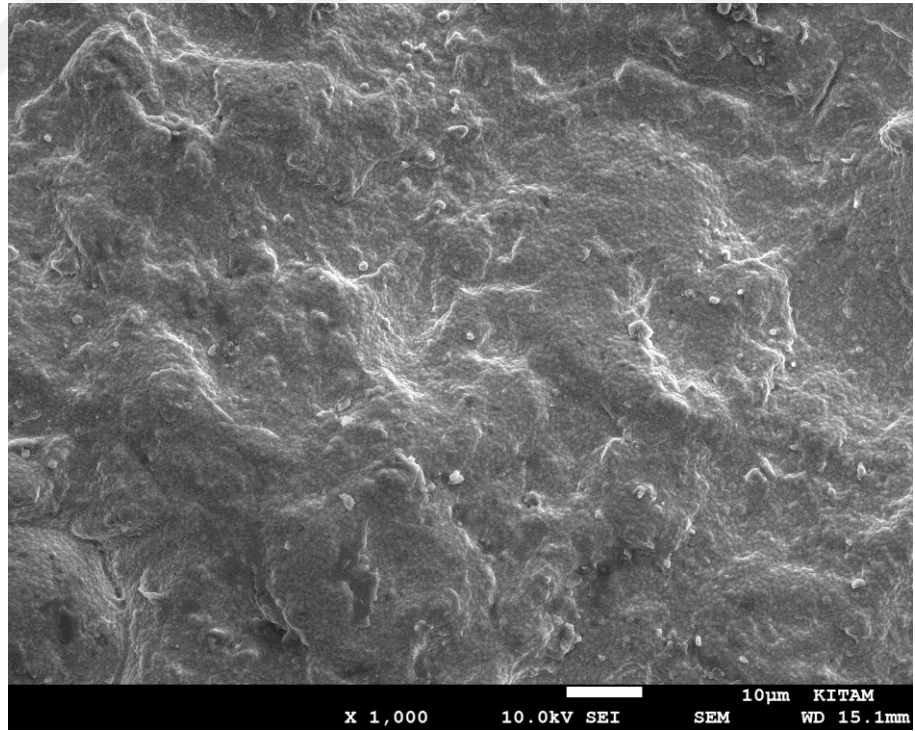
Zirkonyum kumlanan yüzey görüntüleri aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.26. Zirkonyum kumlama x100



Şekil 4.27. Zirkonyum kumlama x500



Şekil 4.28. Zirkonyum kumlama x1000

SEM görüntüleri incelendiğinde pürüzsüz yüzeylere kıyasla kumlama ve frezleme uygulanan modellerin yüzeylerinin oldukça bozulduğu tespit edilmektedir. Pürüzsüzleştirme uygulanan örneklerin yüzey görüntülerinin mümkün olduğunca pürüzsüz olduğu görülmektedir.

## 4.2. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normallik koşulu sağlandıktan sonra materyal, yüzey işleme ve siman faktörlerine göre bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri univariate ANOVA(3-way ANOVA) ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama  $\pm$  standart sapma olarak sunuldu. Anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

Tablo 4.1. Univariate analiz sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal	1,5	2	0,8	3,7	<b>0,027</b>
Yüzey İşlemi	1927,0	2	963,5	4619,5	<b>&lt;0,001</b>
Siman	477,6	2	238,8	1144,8	<b>&lt;0,001</b>
Materyal*Yüzey İşlemi	0,0	4	0,0	0,0	1,000
Materyal*Siman	0,0	4	0,0	0,0	0,999
Yüzey İşlemi* Siman	1,0	4	0,3	1,2	0,297
Materyal*Yüzey İşlemi*Siman	0,0	8	0,0	0,0	1,000

Materyal ana etkisi bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,027$ ). Zirkonyum materyalinde bağlanma dayanımı ortalama değeri  $5,67 \pm 3,39$ , Grade 4 Titanyum için  $5,81 \pm 3,39$  ve Grade 5 Titanyum içinde  $5,60 \pm 3,38$  olarak elde edilmiştir. Materyal ortalamaları arasındaki farklar Bonferroni düzeltmesi ile incelendiğinde Grade 4 Titanyum ile Grade 5 Titanyum arasında istatistiksel olarak fark olduğu tespit edilmiştir. Zirkonyumun ortalama değeri ise diğerlerinden farklı değildir(Şekil 4.29.).

Benzer şekilde yüzey işleminin bağlanma dayanımı üzerinde etkili bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Kontrol grubunda ortalama değer  $1,65 \pm 1,46$ , kumlamada  $6,66 \pm 1,53$  ve frezelemede  $8,77 \pm 1,68$  olarak elde edilmiştir. Tüm yüzey işlemleri ortalamalar açısından farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer frezelemede elde edilirken en düşük ortalama değer kontrol grubunda elde edilmiştir(Şekil 4.30.).

Simanların ana etkileri bağlanma değerleri üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir ( $p < 0,001$ ). Polikarboksilatta ortalama değer  $4,88 \pm 2,97$  iken implant simanda  $4,42 \pm 2,97$  ve rezin simanda da  $7,78 \pm 3,17$  olarak elde edilmiştir. Simanlara göre



ortalamaların tümü farklılık göstermektedir. En düşük ortalama değer implant simanda elde edilirken en yüksek ortalama değer rezin simanda elde edilmiştir(Şekil 4.31.).

Materyal ve yüzey işlemi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=1,00$ ). Benzer şekilde materyal\*siman ve yüzey işlemi\*siman etkileşimleri de istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p$  değerleri sırasıyla 0,999 ve 0,297). Materyal, yüzey işlemi ve siman'a ait 3'lü etkileşimlerde bağlanma dayanımları üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değillerdir ( $p=1,000$ )(Şekil 4.32.).

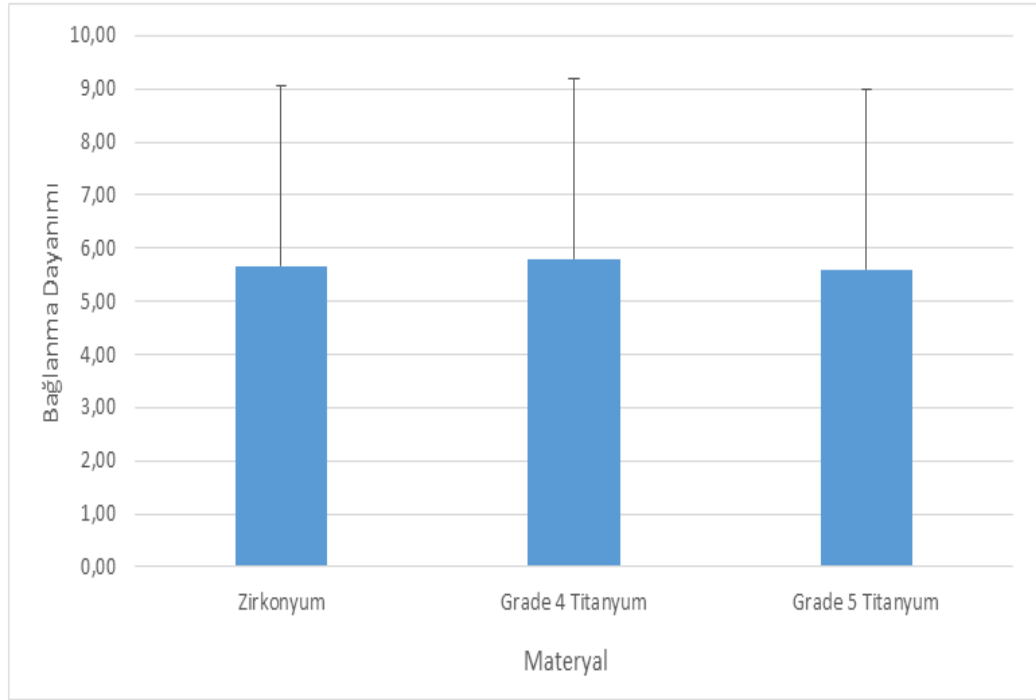
Tablo 4.2. Tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Yüzey işlemi	Siman	Materyal			Toplam
		Zirkonyum	Grade 4 Titanyum	Grade 5 Titanyum	
Kontrol	Polikarboksilat	0,894 ± 0,198	0,99 ± 0,20	0,84 ± 0,20	0,91 ± 0,20
	İmplant Siman	0,39 ± 0,17	0,54 ± 0,17	0,32 ± 0,15	0,42 ± 0,18
	Rezin Siman	3,59 ± 0,58	3,74 ± 0,58	3,54 ± 0,58	3,62 ± 0,56
	Toplam	1,62 ± 1,48	1,76 ± 1,49	1,57 ± 1,48	<b>1,65 ± 1,46A</b>
Kuulama	Polikarboksilat	5,77 ± 0,26	5,91 ± 0,25	5,72 ± 0,26	5,8 ± 0,26
	İmplant Siman	5,39 ± 0,17	5,54 ± 0,17	5,34 ± 0,17	5,42 ± 0,19
	Rezin Siman	8,71 ± 0,52	8,86 ± 0,52	8,66 ± 0,52	8,74 ± 0,5
	Toplam	6,62 ± 1,55	6,77 ± 1,55	6,57 ± 1,55	<b>6,66 ± 1,53B</b>
Frezeleme	Polikarboksilat	7,89 ± 0,46	8,04 ± 0,46	7,84 ± 0,46	7,93 ± 0,45
	İmplant Siman	7,39 ± 0,17	7,54 ± 0,17	7,34 ± 0,17	7,42 ± 0,19
	Rezin Siman	10,99 ± 0,91	11,10 ± 0,91	10,83 ± 0,98	10,97 ± 0,9
	Toplam	8,76 ± 1,72	8,89 ± 1,70	8,67 ± 1,68	<b>8,77 ± 1,68C</b>
Toplam	Polikarboksilat	4,85 ± 3,01	4,98 ± 3,03	4,80 ± 3,01	<b>4,88 ± 2,97x</b>
	İmplant Siman	4,39 ± 3,01	4,54 ± 3,01	4,33 ± 3,02	<b>4,42 ± 2,97y</b>
	Rezin Siman	7,76 ± 3,23	7,90 ± 3,21	7,68 ± 3,20	<b>7,78 ± 3,17z</b>
	Toplam	<b>5,67 ± 3,39ab</b>	<b>5,81 ± 3,39a</b>	<b>5,60 ± 3,38b</b>	5,69 ± 3,37

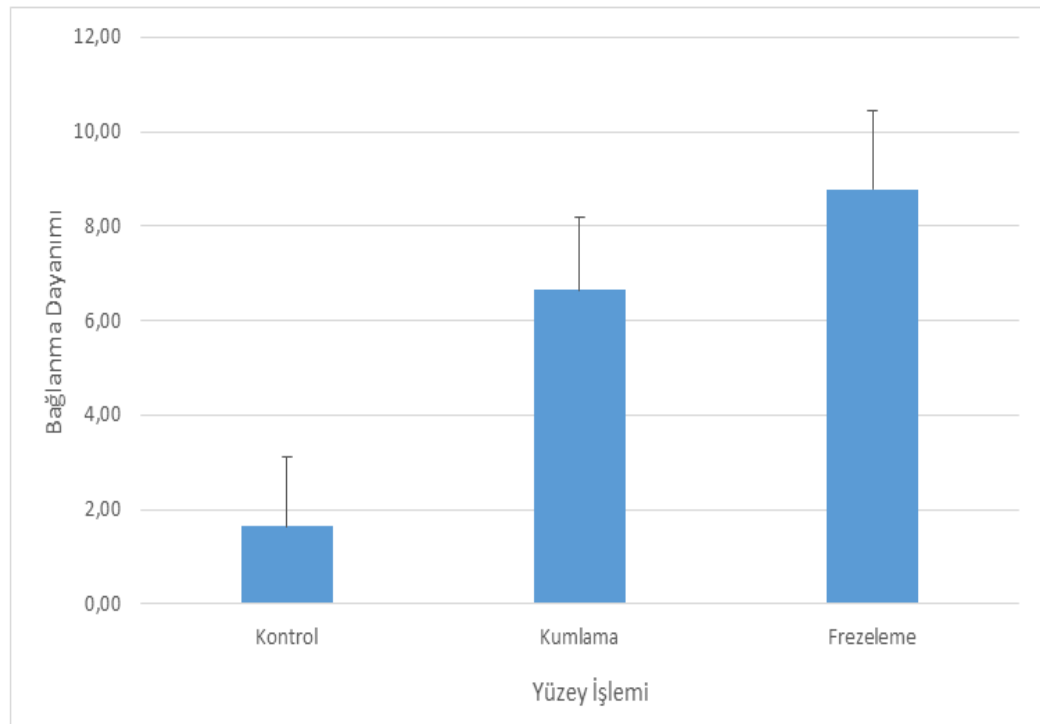
A,b,c: Aynı harfe sahip materyaller arasında fark yoktur,

A,B,C: Aynı harfe sahip yüzey işlemleri arasında fark yoktur,

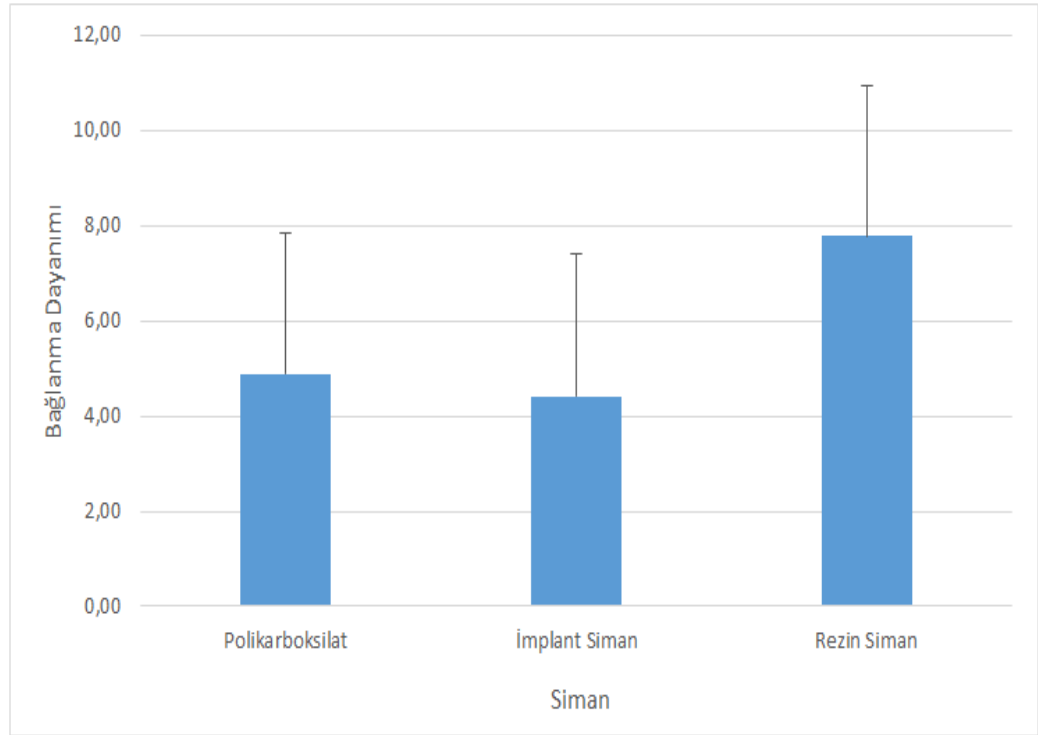
x,y,z: Aynı harfe sahip simanlar arasında fark yoktur



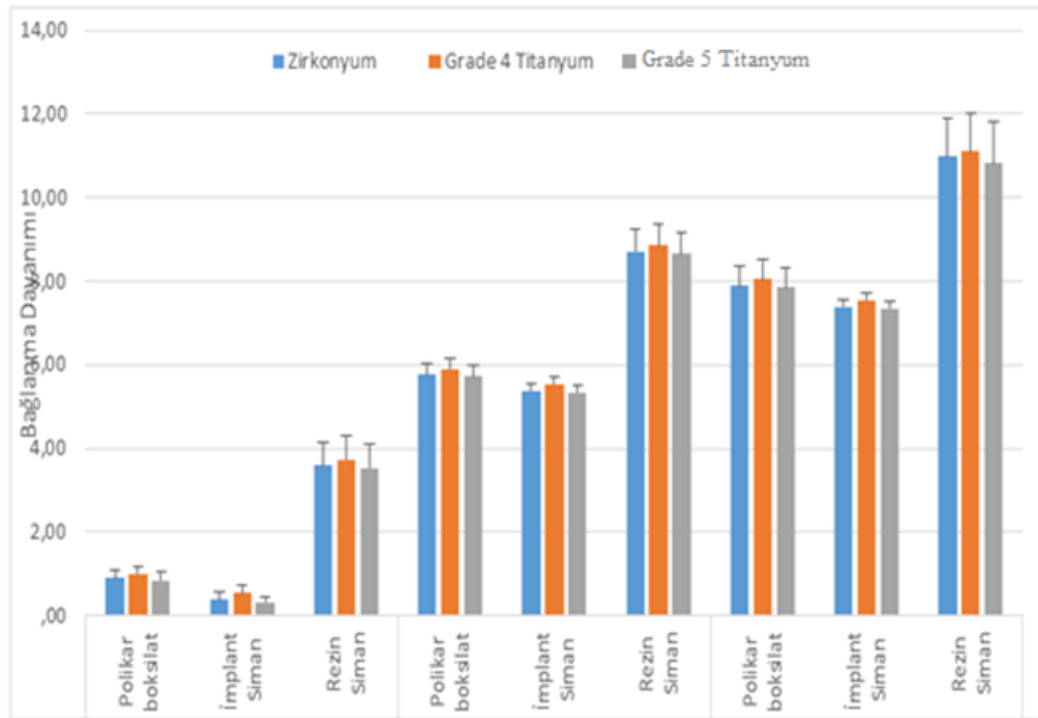
Şekil 4.29. Materyallere ait ortalama ve standart sapma grafiği



Şekil 4.30. Yüzey işlemlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği



Şekil 4.31. Simanlara ait ortalama ve standart sapma grafiği



Şekil 4.32. Etkileşimlere ait ortalama ve standart sapma grafiği

## 5. TARTIŞMA

İmplant destekli restorasyonlar, kaybedilen dişlerin yerine koyulmasında uygulanan bir tedavi şekli olarak ortaya çıkmıştır(Gervais ve Wilson, 2007). Geçtiğimiz yıllar içerisinde implant destekli restorasyonlar oldukça artmış, kısmi dişsizliğe sahip hastaların çoğunluğu dental implantları tercih eder hale gelmiştir(Kurt ve ark., 2013).

Uygulanabilirliğinin kolaylığı açısından vida bağlantılı sistemler implant bağlantılı sistemlerin yerinden çıkarılması gerektiğinde kolaylık sağlamaktadır(Farina ve ark., 2012). Ancak teknoloji gelişip ilerledikçe implant destekli sabit simante protezler oldukça popüler hale gelmiştir. Sonuç olarak; estetik ve oklüzal bütünlük gibi özellikleri sayesinde simante sistemler daha çok kullanılmaktadır(Bernal, Okamura ve Muñoz, 2003).

İmplant destekli sabit protezlerde vida boşluğu olduğu durumlarda kronun kırılma direnci olumsuz etkilenebilmektedir(da Rocha, Freitas ve de Morais Alves da Cunha, 2013). Vidalı ve simante implantları karşılaştıran bir çalışmada simante sistemlerin daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Simante sistemler vidalı sistemlere kıyasla oklüzal yüzeyde daha homojen yük dağılımı sağlamaktadır(Cicciu ve ark., 2014).

İmplant destekli sabit simante restorasyonlarda en çok karşılaşılan sorunlardan birisi yetersiz kron tutuculuğudur. Kullanılan siman tipi de burada önem taşımaktadır(Ongthiemsak ve ark., 2005). Yapıştırma ajanının tutuculuğunu abutment boyu, yüzey alanı, pürüzlülük, aksiyal duvar açısı ve simantasyon tekniği gibi faktörler de etkilemektedir(Pinelli ve ark., 2013).

Diş hekimliğinde, dental materyallerin performansının in vivo ve in vitro çalışmalarla karşılaştırılması hekimlerin bunları materyal tercihinde tercih etmesinde başlıca kriterdir(Jonghyuk Lee ve ark., 2007). Teknolojideki hızlı ilerlemelerle beraber yeni piyasaya sürülen ürünlerin güncelliğini kaybetmeden denenmesi ancak in vitro çalışmalarla mümkün olur. Çünkü in vitro çalışmalar oldukça kolay, ekonomik ve hızlı olmaktadır(Buonocore ve ark., 1968). Bu nedenle çalışmamız in vitro koşullarda yürütülmüştür.

Titanyum, günümüz diş hekimliği ve tıbbi uygulamalarında tercih edilen en önemli materyallerden biridir(Johnson ve ark., 2018). ADA (American Dental Association), dental implant uygulamalarında titanyum ve alaşımlarını önermektedir(ADA, 2003). Günümüz diş hekimliğinde dental implant materyali olarak titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır bunun yanında titanyuma alternatif olarak zirkonyum-titanyum alaşımları önerilmektedir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada da dental implant abutment yapımında en sık kullanılan malzemeler olan Grade 4 titanyum ve Grade 5 titanyumun yanında ışık geçirme ve yansıtma özelliği olan, biyouyumlu ve estetik zirkonyum materyali de kullanılmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerde ön bölge restorasyonlarda fonksiyonla beraber estetik beklenti de oldukça yüksektir. Anterior bölge restorasyonlarda doğal görünümü, yüz ve çevre dokularla uyum içinde olan estetik restorasyonların yapılmasının önemi giderek artmaktadır. Saf titanyum, biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri sayesinde dental implant ve dayanaklarının yapımında kullanılmaktadır(Döring ve ark., 2004).

Diş hekimliğinde kullanılan en estetik ve en eski materyaller dental seramiklerdir. Dental seramikler sabit protezler, metal alt yapıli restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlar gibi alanlarda kullanılmaktadır. Metal alt yapıli restorasyonlar sabit restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Fakat bunların bir takım estetik dezavantajları vardır. Metal alt yapıların ışık geçirgenliğini engellemesi, korozyona uğraması ve diş eti sınırında gri yansımaya neden olması tam seramik restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır(Sakaguchi ve Powers, 2012).

Son zamanlarda hastalar ve klinisyenler tarafından tam seramik restorasyonların tercih edilmesindeki en önemli sebeplerden biri üstün estetik özellikleridir. Tam seramik restorasyonların final estetiğinin elde edilmesinde önemli belirleyici faktörler, restorasyonun rengi ve translusensi özelliğiyle, ışığın diffüz ve speküler yansımalarıdır(Blatz ve ark., 2003). Zirkonyum esaslı restorasyonların bi diğer avantajı ise metal-seramik restorasyonlarda uygulanan klasik yapıştırma yöntemlerinin kullanılabilmesidir(Heydecke ve ark., 2007).

Dental implant abutmentler içinde en sık kullanılan siman bağlantılı implant abutmentlerdir(Montenegro, Machado ve Gouvea, 2008). Çalışmamızda farklı dental implant abutment materyalleri ve farklı simanlar arasındaki bağlantıya, farklı yüzey işlemlerinin katkısı incelenmiştir. Yüzey pürüzlendirme işlemleri olarak elmas frezle pürüzlendirme ve kumlama yöntemleri kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda çeşitli pürüzlendirme işlemlerinin metal ve alaşımlarının yüzeyine uygulandıktan sonra bunların üzerine uygulanan maddelerin tutuculuğunda artış gözlenmiştir. Elmas frezle pürüzlendirme işlemi, titanyum ve alaşımlarının yüzeyine uygulanan pürüzlendirme işlemlerinden biridir(Bagno ve Di Bello, 2004).

Saf titanyum ve titanyum alaşımlar Di Bello ve Bagno'nun yaptığı bir çalışmada elmas frezler ile pürüzlendirilmiştir(Bagno ve Di Bello 2004). Uludamar yaptığı bir çalışmada elmas frezle pürüzlendirilen zirkonyum örneklerin bağlanma dayanımının arttığını göstermiştir(Uludamar, 2007).

Yapılan bir çalışma kullanılan siman tipi ve yüzey işlemlerinin implant üstü sabit protezlerde tutuculuk için önemli olduğunu söylemişlerdir(Kim ve ark., 2006). Yapılan başka bir çalışmada bu sonuçları desteklemiştir(Kunt ve ark., 2010).

Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler elmas frezle pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımının istatistiksel olarak daha fazla olduğunu göstermiştir. Buradan

yola çıkarak elmas frezle pürüzlendirme işlemi siman-abutment bağlanım dayanımını artırır sonucuna vardık.

Diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte uygun tutuculuğu elde etmek amacıyla adeziv madde uygulamasından önce yüzey pürüzlendirmesi için basınçlı havayla partikül uygulama veya kimyasal ajanlar uygulama şeklinde yöntemler geliştirilmiştir(Nabdalung, Powers ve Connelly, 1997). Bu yöntemlerden basınçlı havayla partikül uygulamada  $Al_2O_3$  uygulanmakta ve metal yüzeyindeki yağlı maddeler ile oksitleri temizleyerek mikromekanik tutuculuk sağlamaktadır. Bu işlem sonucunda adeziv materyalin ıslanabilirliği artmakta böylelikle metal ve rezin arasında kimyasal ve mekanik tutuculuk da artmaktadır(Kern ve Thompson, 1993). Bu amaçla genellikle 50-250  $\mu m$  aralığında partikül büyüklüğü olan  $Al_2O_3$  tozları tercih edilmektedir(Yavuzylmaz ve ark., 2005). Fakat bu yüzey pürüzlendirmesi işleminde hangi büyüklükteki  $Al_2O_3$  partikülü ile kumlama yapılırsa bağlanma direncinin daha çok artacağı tam olarak açıklığa kavuşmamıştır(Nakamura ve ark., 2004).

Yüksek dayanıklı seramik materyallerde yüzey pürüzlendirme işlemlerinin uygulanması ıslanabilirliği artırmakta ve yüzey enerjisinin artmasıyla rezin simanın bağlanma dayanımında artmaktadır(Blatz ve ark., 2003).

Yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda rezin siman uygulanmadan önce titanyum örnekler 50  $\mu m$ 'luk  $Al_2O_3$  uygulanmıştır. Bu çalışmaların tamamı örnekler kumlama uygulanmasının örneklerin bağlanma dayanımında istatistiksel anlamda oldukça önemli artış olduğunu göstermiştir(Imbery, Evans ve Koeppen, 1993). Bu nedenle bizim çalışmamızda kumlama işlemi yapılacak örneklerin yüzeyine 50  $\mu m$ 'luk  $Al_2O_3$ , 90°'lik açıyla 1dk boyunca 2,5 atmosfer basınçla uygulanmıştır. Bu çalışmada 48 adet titanyum örnek ve 24 adet zirkonyum örnek pürüzsüzlendirme işlemine tabii tutulmuştur. 48 adet titanyum örnek ve 24 adet zirkonyum örneğe 50  $\mu m$ 'luk  $Al_2O_3$  ile kumlama uygulanmıştır. Gene 48 adet titanyum örnek ve 24 adet zirkonyum örneğe ise elmas frez ile pürüzlendirme işlemi yapılmıştır. Zirkonyum örnekler yüzey işlemleri sinterlenme prosedüründen önce uygulanmıştır ve yüzey işlemleri uygulandıktan sonra sinterlenmiştir. Tam sinterlenmiş zirkonyumun aşındırılması zor ve zaman alıcıdır. Bu sayede zirkonyum üzerinde yüzey işlemlerinin uygulanması kolaylaşmıştır. Ayrıca zirkonyumun yapısal özelliği dikkate alındığında monolitik fazdan tetragonal faza geçmesi engellenmiş ve zirkonyum içerisinde oluşabilecek çatlaklar bu sayede önlenmiştir. Bütün bu aşamalar bittikten sonra örnekler akril içerisine gömülmüştür. Simantasyon işlemine geçilmeden önce tüm örnekler ultrasonik temizleme uygulanmıştır.

Tsuchimoto ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, titanyumun yüzeyine hidroklorik asit(HCl) ve %37'lik fosforik asit uygulanmasının Panavia F simanın bağlanma dayanımına etkisine bakmışlardır. Bu çalışmanın neticesinde asit uygulanan çalışma grupları ve asit uygulanmayan kontrol grubu arasında önemli bir farkın

olmadığını görmüşlerdir(Tsuchimoto ve ark., 2006). Tek başına asitle pürüzlendirme yapılan çalışmalarda kontrol gruplarıyla olan karşılaştırmalara bakıldığında anlamlı bir fark görülmemektedir bizde yapmış olduğumuz bu çalışmada bunu göz önüne alarak asitleme yüzey işlemini uygulamadık.

Er:YAG lazer kullanılarak titanyum implant ve abutment materyalleri üzerinde pürüzlendirme işlemi yapılan çalışmalarda bulunmaktadır(Matsuyama ve ark., 2003). Bu çalışmaların genelinde Er:YAG lazerin implantın osteointegrasyonuna ve biyouyumluluğuna olan etkisi araştırıldığından, lazerlerin titanyum ve alaşımlarının simanlarla olan bağlantısını inceleyen çalışmaların sayısı çok az olduğundan ve bu çalışmalarda lazerle pürüzlendirilen grubun yüzey pürüzlülüğünün, kontrol grubunun yüzey şekillerinden anlamlı olarak bir farkı olmadığından çalışmamızda lazer pürüzlendirme işlemini kullanmadık.

Çalışmamızda kopma yüzeylerini makroskopik olarak incelediğimizde başarısızlık tüm örneklerde metal-siman arayüzünde görülmüştür.

Abutment ve siman bağlanımının incelenmesinde farklı simanların uygulandığı ve bunların birbiriyle karşılaştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur. Ancak mevcut çalışmaların sonuçları birbirleriyle tutarsızdır.

Yapılan bir çalışmada Squier ve arkadaşları(Squier ve ark., 2001) dental implant abutmentleri ve farklı beş simanın bağlanım dayanımına bakmışlardır. Sonuç olarak en yüksek bağlanma dayanımının rezin siman uygulanan örneklerde olduğunu görmüşlerdir. Yapılan başka bir çalışmada da Dudley ve arkadaşları dental implant abutmentleri üzerine uygulanan kronların simantasyonunda rezin simanların kullanılması gerektiğini söylemişlerdir. Farklı simanlar ve dental implant abutmentler arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalara bakıldığında; sonuçların rezin simanların konvansiyonel simanlardan daha iyi ya da onlarla benzer şekilde adezyon değerleri sağladığı görülmüştür(Dudley, Richards ve Abbott, 2008).

Farklı simanlar ve saf titanyumların bağlantısının incelendiği Schmage ve arkadaşları(Schmage, P., Sohn, J., Özcan, M., Nergiz 2005) ve Menani ve arkadaşlarının(Ricardo Menani ve ark., 2011) yapmış oldukları çalışmalarda Panavia F rezin simanın, çinko fosfat rezin simandan bağlanma dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farkının olmadığı görülmüştür.

Kısa titanyum implant dayanaklarında farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin tutuculuğa olan etkisine bakılan bir çalışmada kompozit rezin simanlar polikarboksilat simanlar ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek değer kumlama işlemi uygulanan ve alloy primer sürülen Panavia F2.0 rezin siman uygulanan grupta olduğu gözlenmiştir(Sadig ve Al Harbi, 2007).

Altı farklı simanın metal implant dayanakları ile retansiyonunu inceleyen bir çalışmada kompozit rezin simanlar en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, geçici simanlar en düşük bağlanmayı göstermiştir(Mansour ve ark., 2002).

Titanyum dayanaklara farklı simanların etkisini inceleyen bir çalışmada dayanakların bir kısmı anotlanmış diğer kısmı ise herhangi bir işleme tabii tutulmamıştır. Her iki grupta da en yüksek bağlanma değeri kompozit rezin simanlarda görülmüştür. Bu çalışmada en düşük değeri cam iyonomer ve çinko fosfat simanlar göstermiştir(Squier ve ark., 2001). Çalışmamızda da alt yapılardaki yüzey pürüzlendirme şekli farketmeksizin en yüksek bağlanma değerini her grupta rezin siman göstermiştir.

2012 yılında yapılan yaklaşık 6 yıllık takip içeren bir çalışmada, 232 implant üstü tek sabit restorasyon değerlendirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında retansiyon kaybı görülen 27 restorasyonun 17'sinde geçici siman kullanıldığı görülmüştür(Schwarz ve ark., 2012).

Hosseini ve arkadaşları 2013 yılında yaptıkları, metal destekli ve tam seramik implant üstü tek üye restorasyonlarda klinik başarıyı karşılaştırdıkları bir çalışmanın sonucunda, en yaygın olarak görülen komplikasyonu retansiyon kaybı olarak belirtmişlerdir(Hosseini ve ark., 2013).

Fonseca ve arkadaşlarının(Fonseca ve ark., 2009) farklı rezin simanların dental materyallerle olan bağlanma dayanımına baktıkları bir çalışmada, titanyum ve rezin simanlar içindeki en yüksek bağlanma değerinin Panavia F ile olduğu görülmüştür. Mirmohammadi ve arkadaşlarının(Mirmohammadi ve ark., 2010) Multilink S, Rely X ve Panavia F simanların zirkonyum ile olan bağlanma dayanımlarını araştırdıkları bir çalışmada en iyi sonucu Panavia F siman vermiştir. Çalışmamızda Panavia F, polikarboksilat ve implant yapıştırma simanları kullanılmıştır. Bağlanma dayanım sonuçlarına bakıldığında en yüksek bağlanma dayanımı değerinin Panavia F rezin simana ait olduğu görülmüştür.

Zirkonyum oksit içeren tam seramik restorasyonlar geleneksel simanlarla geleneksel yöntemler ile yapıştırılabilirler(Blatz ve ark., 2004). Bunun yanında adeziv simantasyon tekniği ile rezin simanlar kullanılarak da simante edilebilirler(Uludamar ve ark., 2011).

Dental simanları karşılaştıran çalışmalarda, tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında rezin simanların kullanımının başarıyı artırdığı görülmüştür(Tian ve ark., 2014). Günümüz diş hekimliği uygulamalarında kullanım alanı oldukça genişleyen rezin içerikli simanlar, estetik, yüksek mekanik dayanıklılık ve düşük çözünürlük gibi avantajlara sahiptir. Resin simanların mekanik özellikleri, polimerizasyon derecesi ve simanın yapısındaki doldurucu miktarı ile doğrudan ilgilidir. Simanın polimerizasyon



miktarının yeterli seviyede olması artık monomer miktarının azalması ve dolayısıyla biyoyoumluluk açısından önemlidir(Li Yan ve ark., 2010).

Sabit restorasyonların diş veya implant dayanakları üzerine simantasyonu için gerekli kuvvet sabit restorasyonun oturmasının sağlanması için çok önemlidir. Simantasyon çalışmalarının geneli incelendiğinde 450 gr la 10 000 gr arasında değişen yerleştirme kuvvetleri uygulandığı görülmüştür ve bu yerleştirme kuvveti 10 dk boyunca uygulanmıştır(Piemjai, 2001). Çalışmaların bazılarında ise simantasyon işlemi parmak basıncı ile yapılmıştır(Kent, Koka ve Froeschle, 1997). Simantasyon çalışmalarının geneline baktığımızda en sık kullanılan yöntemin 500 gr sabit yük altında 10 dk beklemek olduğunu gördük. Biz de çalışmamızda bu yöntemi uyguladık.

Klinik olarak uzun yıllardır başarılı şekilde kullanılan metal destekli porselen restorasyonlar bu başarılarına rağmen özellikle marjinal bölgelerinde gri renkli yansımalara sebep olmaktadır. Bu sorunun giderilmesi için metal destekli restorasyonlara karşı çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir(Uludamar, 2007).

Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlarla karşılaştırıldığında doğal diş dokusuna daha benzer görünüme sahiptirler. Biyoyoumlu olan bu materyaller doğal diş dokusuna benzer şekilde ısıl genleşme ve ısı iletkenliği gösterirler. Ağızda tat değişikliğine neden olmayan bu materyaller radyografide çürük teşhisine de imkan verebilirler. Bu özellikleri sayesinde günümüz diş hekimliğinde sabit restorasyonlarda vazgeçilmez bir seçenek oluşturmuşlardır(McCormick ve ark., 1993).

Alümina alt yapılı restorasyonların klinik başarılarının ardından son dönemde zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonların kullanımı da bunları takip etmektedir(Blatz ve ark., 2004).

Zirkonyum oksit seramik restorasyonlar alüminyum oksit seramik restorasyonlarla kıyaslandığında daha dirençli olmaları ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit protezlerin yapımına olanak sağlamaları sayesinde kullanımları her geçen gün artmaktadır(Derand, Molin ve Kvam, 2005).

İmplant destekli sabit restorasyonlarda kullanılan simanın restorasyon kaybını önleyecek şekilde retansiyon sağlaması istenir. Fakat ideal siman gerektiği zaman dayanağa, implant ve çevresi dokulara zarar vermeden çıkarılabilmelidir(Pan ve ark., 2006). Önceleri restorasyonlar çıkarılmak istendiğinde bu işlemin implant ve implant dayanağına zarar vermeden yapılabilmesi için geçici simanların kullanılması önerilmiştir(Heinemann, Mundt ve Biffar, 2006). Ancak geçici simanların gerilme dayanımları düşük, çözünürlükleri ise yüksektir. Farklı protokoller ve çalışmaların ortaya koyduğu sonuçlara bakıldığında implan üstü sabit protezlerde siman seçimi hala tartışmalıdır(Heinemann ve ark., 2006). Retansiyon implant seçiminde birincil öneme sahiptir ve her vakada gereksinimler ve dayanak geometrisi göz önünde bulundurularak siman seçimi yapılmalıdır(Hebel ve Gajjar, 1997).

Tam seramik restorasyonların ağız ortamında uzun dönem başarılı şekilde kullanılmaları abutment ve yapıştırma ajanı arasındaki bağlantıya bağlıdır. Modifiye cam iyonomer simanlar veya çinko fosfat simanlar zirkonyum restorasyonların yapıştırılmasında kullanılabilir. Ancak marjinal açıklığı daha başarılı şekilde kapatması, tutuculuğu artırması gibi avantajları nedeniyle rezin yapıştırma simanlarının kullanımı tavsiye edilmektedir(Derand ve ark., 2005).

Zirkonya ile güçlendirilmiş tam seramik restorasyonlarda geleneksel simanların kullanımı yerine rezin simanların tercih edilmesinin ağız içi ortamda uzun dönem kırılma ve yorgunluk direncini artırdığı, yüksek adezyon ve tutuculuk sağladığı bildirilmiştir(Al-Harhi ve ark., 2018).

Simanların doğal dişlerle olan tutuculuğu yüzey düzensizliği göstermeyen titanyum abutmentlere göre daha yüksektir(Misch, 2005). Bu sebepten ötürü implant destekli sabit restorasyonlarda doğal dişlere kıyasla daha güçlü simanları tercih etmek gerekmektedir(Proussaefs ve ark., 2004). Yapılan bir çalışma da siman seçiminin doğal dişlerde ve implant üstü dayanaklarda farklı olması gerektiğini söylemiştir(Mansour ve ark., 2002).

Çinko fosfat simanların yüksek mikrosızıntı göstermesi ve marjinlerdeki renklemeler sebebiyle kullanımları hakkındaki yaklaşım olumsuz yöndedir(McLaren, 1998). Bu sebeplerden yola çıkarak bizde çalışmamızda çinko fosfat siman kullanımını tercih etmedik.

Titanyum dayanaklarda tutuculuğu değerlendiren bir çalışmada rezin simanın polikarboksil siman kadar yüksek bağlanma değeri gösterdiğini söylemişlerdir. Resin simanlar cam iyonomer siman, çinko oksit öjenol ve çinko fosfat simandan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir(Wolfart, Wolfart ve Kern, 2006).

Çinko polikarboksilat simanların çözünürlük ve mikrosızıntı oranları yüksek, tutuculuk değerleri düşüktür(Rosenstiel, Land ve Crispin, 1998). Çalışmamızda hem kontrol grupları hem de yüzey pürüzlendirmesi uygulanan gruplardan deney sonucu elde edilen bağlanma değerlerinde; polikarboksilat siman, rezin simandan belirgin şekilde daha düşük, implant simanından ise biraz daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Bağlantı direncinin belirlenmesinde sayısal değerlerin yanında adeziv-aderent arasındaki kopma şekli de önem taşımaktadır. Literatürdeki kopma çeşitlerine bakıldığında; adeziv (ara yüzde oluşan kopma), koheziv (kendi içerisinde oluşan kopma) ve bunların ikisinin bir arada meydana geldiği kopmalar görülmektedir(Hara, Pimenta ve Rodrigues, 2001). Çalışmamızda da deney uyguladığımız modellerde meydana gelen kopmaların adeziv kopmalar olduğunu gördük.

Mevcut araştırmalara bakıldığında klinik başarısızlığın büyük oranı restorasyonun iç yüzey problemleri ya da simantasyona bağlıdır. Kırılmaya bağlı

başarısızlık oranları yüksek dayanımlı seramiklerde % 2,3 – 8 arasındadır. Bundan dolayı yapıştırma ajanının seramik yüzey ile tam bir bağlantı oluşturması restorasyonun başarısında büyük önem taşımaktadır(Libby ve ark., 1997).

Tam seramik restorasyonların simantasyonu ışıkla sertleşen, kimyasal sertleşen veya her ikisiyle (dual) sertleşen rezin simanlar ile yapılmaktadır. Işıklı sertleşen rezin simanlar, kimyasal sertleşen rezin simanlarla karşılaştırıldığında daha uzun çalışma süresine, daha iyi renk stabilitesine ve daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir(Ernst ve ark., 2005).

Fakat yapılan çalışmalara bakıldığında ışıkla veya dual sertleşen rezin simanların ışığın yeterli ulaşmadığı bölgelerde kimyasal sertleşen rezin simanlardaki kadar tam sertliğe hiç bir zaman ulaşmadığı görülmüştür. Yeterli polimerizasyonun gerçekleşmemesi su emilimi, sertlik, renk stabilitesi ve dayanıklılıkta azalmaya sebebiyet verir(Blackman, Barghi ve Duke, 1990).

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanların bir dezavantajı da baz ve katalizörün karıştırılması sırasında hava kabarcığı kalabilmesidir. Hava kabarcığı estetik özelliği olumsuz etkilediği gibi polimerizasyonu da engellemektedir(Koch ve ark., 2007). Fakat restorasyon kalınlığının 2 mm'yi geçtiği durumlar ışık ile polimerize olan rezin simanların polimerizasyonunu olumsuz etkilemektedir. Bu gibi durumlarda dual sertleşen rezin simanların kullanılması önerilmektedir(Vargas, Bergeron ve Diaz-Arnold, 2011).

Tam seramik restorasyonların ışık geçirgenliği üzerine yapılan araştırmalarda, en düşük ışık geçirgenliğinin zirkonyum alt yapılara ait olduğu görülmüştür(Heffernan ve ark., 2002). Bu alt yapıların üzerine dentin ve mine porselen ilavelerinin opasiteyi artırdığı ve ışık geçirgenliğini daha da azalttığı bildirilmiştir(Heffernan ve ark., 2002). Metal alt yapıların ışık geçirmemesi ve zirkonyum alt yapılarında yukarıda belirtilen sebeplerinden dolayı çalışmamızda kullandığımız rezin simanın ışıkla sertleşme özelliği olmasına rağmen ışık kullanılmadan kimyasal yolla sertleşmesi tercih edilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Panavi F rezin simanın uygulanmasında üretici firmanın talimatlarına uyularak metal primer ve siman uygulanmıştır. Üretici firmanın talimatlarına uyularak oksijen bloke edici ajan uygulanmış ve polimerizasyon sağlanmıştır. Bu çalışmamızın sınırlamalarından biridir.

Yoshida ve Atsuta'nın(Yoshida ve Atsuta, 1999) metal ve rezin siman arasındaki bağlantı kuvvetini inceledikleri çalışmada metal primerlerin bağlanma kuvveti üzerindeki etkilerinin tam olarak bilinmediğini söylemişlerdir.

Ohkubo ve arkadaşlarının(Ohkubo ve ark., 2005) yaptıkları bir çalışmada ise rezin siman ve metal arasındaki bağlanmanın primer kullanımı ile daha kuvvetli şekilde elde edilebileceğini rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalara baktığımızda metal ve rezin siman arasında zayıf bağlantının mikrosızıntıya ve adeziv başarısızlığa neden olduğu

görülmüştür. Kuvvetli bir adeziv bağlanmanın primer kullanımı ile mümkün olabileceği öngörülmektedir.

2013 yılında zirkonyum alt yapılarda farklı simanların tutuculuğunu değerlendiren bir çalışmada rezin simanlar geleneksel ve geçici simanlarla kıyaslandığında daha yüksek tutuculuk değeri vermiştir. Çinko fosfat, RMCİS ve kompozit rezin simanlar daha düşük bağlanma değeri vermiştir(Nejatidanesh, Savabi, ve Shahtoosi, 2013).

2005 yılında yapılan retansiyonu değerlendiren bir çalışmada ise 5 farklı siman kullanılmıştır. Çalışmalarında kompozit rezin simanlar geleneksel simanlardan anlamlı derecede yüksek bağlantı göstermiştir(Maeyama ve ark., 2005).

Yapılan bir çalışmada Diaz ve arkadaşları(Diaz-Arnold ve ark., 1999) metal primerler sayesinde rezin siman ve metal bağlanma prosedürünün kolaylaştığını bildirmişlerdir.

Ohkubo ve arkadaşları(Ohkubo ve ark., 2000) yaptıkları başka bir çalışmada metal primer uygulanan titanyum alaşımın (Ti-6Al-4V) bağlanma değerinin 24,70 MPa olduğunu görmüşlerdir. Metal primer uygulanmayan titanyum alaşımında ise bu değer 3 MPa olarak ölçülmüştür.

Matsumura ve arkadaşlarının(Matsumura ve ark., 2000) araştırmalarında, 10-methacyloyloxydecyl dihydrogen phosphate(MDP) monomeri içerikli Alloy primer uygulanmış metal alaşımlarında rezin simanın bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu görülmüştür.

Metal alaşım yüzeylerine Alloy primer ve kalay kaplama uygulandıktan sonra Panavia 21 rezin siman uygulanan bir çalışmada Alloy primer uygulanan gruptaki bağlantı değeri ile kalay kaplama uygulanan gruptaki bağlantı değeri arasında istatistiksel anlamda fark görülmemiştir. Uygulaması pratik ve ucuz olan Alloy Primer uygulamanın silika ve kalay kaplama yöntemlerine alternatif olacağı bildirilmiştir(Güngör, 2010).

Taira ve arkadaşlarının(Taira, Y., Yoshida, K., Matsumura, H., Atsuta, 1998) çalışmasında titanyuma farklı monomer içerikli metal primerler uygulanmıştır. Daha sonra rezin siman ve titanyum arasındaki bağlanma dayanımına baktıklarında 10-methacyloyloxydecyl dihydrogen phosphate(MDP) içeren metal primerin daha yüksek bağlanma dayanımı verdiğini bulmuşlardır.

Abreu ve arkadaşları(Abreu ve ark., 2009) Alloy Primer'in, kumlama uygulanarak pürüzlendirilmiş farklı metaller ve rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımına etkisine bakmışlardır. Alloy Primer'in bağlantı artırıcı etkisi tespit edilmiştir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlendirme işlemine tabii tutulmuş ve tutulmamış gruplardaki örneklerle üretici firmanın önerileri doğrultusunda Alloy Primer uygulanmasının ardından Panavia F rezin siman uygulanmıştır. Panavia F rezin simanın bağlanma değerlerinin polikarboksilat siman ve implant simanı bağlanma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür.

Daimi simanların tutuculuğu, geçici simanlarla kıyaslandığında 2,5-4,7 kat daha yüksektir. Bazı çalışmalarda rezin ve cam iyonmer içerikli simanlar en yüksek tutuculuğu gösterirken, bazı çalışmalarda ise çinko fosfat simanın daha yüksek tutuculuğa sahip olduğu görülmüştür(Pan ve ark., 2006). Bu sonuçlara bakılarak klinisyenin sabit protezin çıkarılması ihtimalini göz önünde bulundurup kullanacağı yapıştırma simanını buna göre seçmesi gerekmektedir. Bazı klinik durumlarda daha zayıf tutuculuğa sahip yapıştırma simanının kullanılması gerekebilir(Bernal ve ark., 2003).

Yapılan bir çalışmada siman tutuculuğunun doğal dişlerde ve implantlarda farklı olduğu bulunmuştur(Sheets, Wilcox ve Wilwerding, 2008). İmplant üstü siman tutuculu sistemlerde hangi tip simanın kullanılacağı tartışması halen devam etmektedir(Sheets ve ark., 2008). Yaptığımız çalışmada polikarboksilat siman, implant simanı ve dual sertleşen rezin siman kullanmayı tercih ettik.

Ağız ortamının mekanik, kimyasal ve termal faktörleri seramik ile rezin siman ara yüzündeki adezyona etki edebilmektedir. Suda bekletme ve termalsiklus uygulamaları rezin siman bağlantısının dayanıklılığını klinik açıdan ölçmede en sık kullanılan metodlardır(Lu ve ark., 2001).

Termalsiklusun uygulandığı çalışmaların yanında(Dudley ve ark., 2008) rezin simanların diş dokusu, titanyum ve diğer metallerle olan bağlanma dayanımının incelendiği çoğu çalışmada termalsiklus kullanılmamıştır(Sheets, Wilcox ve Wilwerding, 2008).

Termal siklus işlemleriyle ilgili çeşitli yorumlar bulunmaktadır. Termal siklus işleminin farklı simanların tutuculuk değerlerindeki etkisinin minimal olduğu ve sadece ağız içi ortamı taklit etme avantajının olduğu belirtilmiştir(Pan ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada 1000 döngüden oluşan ısısal döngü uygulamasının siman tutuculuğunu artırmada minimal düzeyde etkili olduğu görülmüştür(GaRey ve ark., 1994). Günümüze kadar ağız içi ortamın tam olarak kaç döngü ile taklit edileceği hakkında standart bir sayı belirtilmemiştir. Ancak her yıl için yaklaşık olarak 10 000 döngünün gerekli olduğu savunulmaktadır(Gale ve Darvell, 1999).

Literatürdeki mevcut çalışmalara bakıldığında termalsiklus ile ilgili birbiriyle tutarsız ifadeler görülmektedir(Amaral ve ark., 2006). Bu verilere dayanarak çalışmamızda termalsiklus uygulaması kullanılmamıştır ve bu çalışmamızın sınırlamalarından biridir.

İmplant dayanağının geometrik şekli sabit protetik restorasyonun tutuculuğu açısından önemlidir(Satterthwaite, 2008). İmplant dayanağının boyutu da kron tutuculuğu açısından önemli bir faktördür(Covey ve ark., 2000).

İmplant dayanak duvarlarının açısı, çapı, yüksekliği, yüzey alanı yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler implant üstü protezlerde tutuculuğu etkiler(Gultekin ve ark., 2013). Yapılan in vitro çalışmaların sonuçlarına belirli kriterler göz önüne alınarak değerlendirme yapılmalıdır. Esas belirleyicinin klinik çalışmaların sonuçları olması gerekmektedir. İn vitro çalışmalarda genelde göz önünde bulundurulmayan restorasyonun 3 boyut geometrisi ve preparasyon dizaynı gibi konular rezin simanla yapıştırılan restorasyonların klinik başarısında etkili olmaktadır. Hipotez üzerinde kurulan ve dar bir bakış açısıyla belirlenen kriterler ağız ortamını yeterli olarak taklit edemeyebilir(Blatz ve ark., 2004). Çalışmamızdaki örnekler düz bir yüzey olarak hazırlanmıştır ve dental implant abutmentlerin geometrik formunu tam olarak yansıtmamaktadır. Simanlar bu yüzeylere uygulanmıştır ve bağlanma dayanımlarına bu şekilde bakılmıştır. Bu bahsedilen durum çalışmamızın sınırlamalarındandır.

Piyasadaki yeni bir adeziv sistemin ağız içi davranışını önceden tahmin etmek ya da kullanılan restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek için laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen adezyon testleri kullanılır(Retief, 1991).

Yapıştırma simanlarının tutuculuğunun araştırıldığı in vitro çalışmalarda, deneyler ağız içi nemli ortam göz önünde bulundurularak yapılmıştır. Bu nedenle simantasyon sonrası siman sertleşmesi nemli ortamda olmalıdır(Ergin ve Gemalmaz, 2002).

Dual sertleşen simanlarda, ışığın yeterli miktarda ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon işleminin tamamlanması için gereken süre yaklaşık olarak 24 saattir(Blatz ve ark., 2003). Bunu göz önünde bulundurarak çalışmamızda kullandığımız örnekler simantasyonun ardından 24 saat distile su içerisinde beklemiştir ve kesme testi bu sürenin ardından uygulanmıştır.

Ağız içi ortamda ısırma ve çiğneme fonksiyonları gerçekleşirken restorasyon ve diş dokusu arasında komplike stresler meydana gelir. Bu komplike streslerin çiğnenen gıdaların kimyasal ve ısıl gerilimleriyle birlikte, diş dokusuna daha çok dikey veya paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetlerinden meydana geldiği söylenmektedir. Sabit protezler çeşitli çiğneme hareketleriyle ağız içerisinde çekme, makaslama, basma, oblik ve tüm bu kuvvetlerin kombinasyonu şeklindeki kuvvetlere maruz kalırlar(Cardoso, Braga ve Carrilho, 1998).

Bağlantı testleri, dental materyallerin laboratuvar ortamında değerlendirilmesinde en çok tercih edilen testlerdir. Bağlantı testleri uygulanan kuvvetin yönüne göre isimlendirilir. Örneğin çekme testlerinde uygulanan kuvvet bağlantı

yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde kuvvet bağlantı yüzeyine paralel gelmektedir(Mota ve ark., 2003).

Adeziv malzemelerin bağlanma etkisini değerlendiren çalışmalara bakıldığında genellikle makaslama ve gerilme dayanım testleri kullanıldığı görülmüştür(Van Meerbeek ve ark., 2010). Gerilim testleri oldukça hassastır, kuvvetin uygulanması sırasında stres dağılımı veya örnekteki ufak değişiklikler sonuçlar üzerinde büyük değişiklikler yaratır. Kesme testinin, gerilim ve mikro gerilim testleri ile kıyaslandığında adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde daha etkili ve uygun olacağı belirtilmiştir. Ayrıca kesme bağlanma dayanımı testlerinin klinik durumu daha iyi taklit ettiği bildirilmiştir(Hooshmand, van Noort ve Keshvad, 2002).

Mekanik laboratuvar testleri arasında en çok kullanılan test yöntemlerinden biri kesme (shear, makaslama) testidir. Bazı araştırmacılar çeşitli şekillerde oluşan ara yüz streslerini ortadan kaldırmak için modifiye kesme testleri kullanmaktadır. Çekme testlerinin sonuçlarında, özel geometri nedeniyle kuvvet uygulanması esnasında büyük ve düzensiz stres dağılımı olmasından dolayı araştırmacılar sıklıkla kesme testini tercih eder(Güngör, 2010).

Makaslama bağlanma dayanımı testi, uygulaması hızlı ve kolay olan, dental materyallerin diş yapısına adezyonunun tespit edilmesinde en sık kullanılan bağlanma testidir(Armstrong ve ark., 2010).

Porselen yüzeyine uygulanan rezin simanların bağlantı dayanımlarının incelendiği literatürdeki çalışmalarda ölçümler kesme testi kullanılarak yapılmıştır(Uludamar, 2007). Bunları göz önünde bulundurarak biz de çalışmamızda kesme testini tercih ettik.

Bağlantı direnci; adeziv-adherent ara yüzündeki birim alanda bağlantıyı bozan minimum kuvvetin değeridir. Bağlantı direnci testleri aynı zamanda ayrılma testleri olarak da bilinir. Ayrılmanın gerçekleştiği anda bağlantının ne kadar kuvvetli olduğunu gösteren değerler kayıt altına alınabilmektedir. Bağlantı direnci, bağlanma yüzeyinin genişliği ile ilgilidir. Bağlantı direncini hesaplamak için yapışma yüzeyinin boyutları bilinmelidir(Cardoso ve ark., 1998).

Yapılan bir çalışmada 10 mm çaplı metal örneklere 4 mm iç çaplı halka aracılığıyla rezin siman uygulanmış ve daha sonra universal test makinesinde başlık hızı 0,5 mm/dk olan keski şeklindeki uçla bağlantı dayanımlarına bakılmıştır(Güngör, 2010)

Yoshida ve Atsuda'nın çalışmasında(Yoshida ve Atsuta, 1999) kıymetli metal alaşım yüzeye 5 mm iç çaplı plastik halka aracılığıyla rezin siman uygulanmıştır. Sonrasında örneklere 0,5 mm/dk hızla kesme testi uygulanmıştır.

Ohkubo ve arkadaşları(Ohkubo ve ark., 2000) yaptıkları çalışmada 5 mm çapındaki rezin simanlarla titanyum alaşımlar arasındaki bağlanma dayanımını hızı 0,5 mm/dk, ucu keski şeklinde olan üniversal test makinalarında test etmişlerdir.

Yanagida ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 10 mm. çapındaki titanyum alaşım disklerle, 6 mm çapındaki plastik halka aracılığıyla rezin siman uygulayıp sonrasında da 0,5 mm/dk hızla kesme testine sokmuşlardır(Yanagida ve ark., 2003).

Çalışmamızda yukarıdaki çalışmalar değerlendirilerek 8 mm çapında 10 mm kalınlığında titanyum örnekler ve sinterlenmemiş haliyle 10 mm çapında 6 mm kalınlığında zirkonyum örnekler hazırlanmıştır. Daha sonra 4 mm iç çaplı 3 mm kalınlıklı teflon bir halka aracılığıyla kompozit örnekler hazırlanıp simante edilmiştir. Hazırlanan çalışma örneklerine Shimadzu test makinesinde 0,5 mm/dk hızla kesme testi uygulanmıştır.

Uludamar'ın yapmış olduğu çalışmada SEM görüntülerindeki büyütme değerleri x100 ve x500 olarak alınmıştır(Uludamar, 2007). Örneklerin yüzey işlemleri yapıldıktan sonra simantasyon öncesi topografik analizini yapmak amacıyla SEM cihazı kullandık. Farklı büyütme yapabilen SEM cihazında bu konuyla ilgili yapılan çalışmalardaki büyütme oranları baz alınarak x100, x500 ve x1000'lik görüntüler alınmıştır.

SEM görüntülerinde bakıldığında en pürüzlü yüzey elmas frezle pürüzlendirilen gruba aittir. Bunu kumlama ile pürüzlendirilen grup takip etmiştir. Grade 4 ve Grade 5 titanyum örnekler arasında ortaya çıkan anlamlı farkın ise Grade 5 titanyumun sertliği dolayısıyla yeterli yüzey pürüzledirmesi yapılamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Klinik olarak implant üstü simante sabit protezlerde ideal simantasyon; çiğneme kuvvetlerine bağlı çekme kuvvetleri tarafından desimante olmayan, bunun yanı sıra hekimin uygulayacağı, implant ve implant üstü protetik parçalara zarar vermeyecek şekilde kabul edilebilir kontrollü çekme kuvveti altında desimantasyonun sağlanabildiği bir limit olarak kabul edilmektedir.

Bu tutuculuk miktarı hakkında net bir çalışma olmamakla birlikte, üretici firmalar bu amaçla implant siman materyalleri geliştirmektedir. Çalışmamızda bu yeni nesil implant üstü siman materyallerinin, geleneksel simanlarla karşılaştırılması amaçlanmıştır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- ❖ Çalışmamız in vitro koşullarda yapılmıştır. Çalışma örneklerinin kompozit rezin bloklara bağlanması çalışmanın limitasyonları dahilindedir ve ortaya konan sonuçları destekleyecek klinik çalışmalarında yapılması önerilmektedir.
- ❖ Çalışmamızda termal yaşlandırma uygulanmamıştır. Uzun süreli bekletme protokolünde tükürük, bakteri, çeşitli enzimler ve gıda artıkları bulunmadığından ağız içi ortamı tam olarak simüle edilememektedir. Simantasyon sonrasında restorasyonlar ağız ortamında kimyasal ve mekanik streslere maruz kaldığından çalışmamızda bu durum tam olarak taklit edilememiştir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda termal, kimyasal ve mekanik streslerin bağlanma dayanımı üzerine etkileri incelenmelidir.
- ❖ Çalışmamızda örneklerin kesme testi sonrası makroskobik incelenmesinde adeziv başarısızlık gözlenmiştir. Başarısızlığın siman-örnek ara yüzünde olması simanlar ile zirkonyum ve titanyum örnekler arasında tam manasıyla bir kimyasal bağlantının olmadığını göstermiştir.
- ❖ En yüksek bağlanma dayanımının rezin simana ait olduğu görüldü, bunu polikarboksilat siman takip etti, en zayıf bağlanma dayanımının ise implant simanında olduğu görüldü.
- ❖ En düşük bağlanma dayanımı tüm örneklerde yüzey işlemi uygulanmayan gruplarda saptanmıştır, en yüksek bağlanmanın frezle pürüzlendirilen grupta olduğu görüldü.
- ❖ Grade 4 ve Grade 5 titanyum örnekler arasında ortaya çıkan anlamlı farkın ise Grade 5 titanyumun sertliği dolayısıyla yeterli yüzey pürüzledirmesi yapılamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.
- ❖ Çalışmamızda kullanılan rezin simanın ışıkla polimerize olma seçeneği olmasına rağmen kimyasal yolla polimerizasyon tercih edilmiştir. Yapılan testler sonucunda elde edilen değerlerin rezin simanın ışıkla polimerize edilmesi durumunda değişeceği unutulmamalıdır. Gelecekte tam seramiklerle yapılacak çalışmalarda güçlü bir ışık kaynağı ile polimerize edilen rezinin bağlanma dayanımı üzerine etkisi incelenmelidir.
- ❖ SEM görüntüleri incelendiğinde en girintili çıkıntılı yüzey yapısının frezle pürüzlendirilen örneklere ait olduğu görüldü ve bunu kuşlama ile pürüzlendirilen yüzeyler takip etti.

## 7. KAYNAKÇA

- Abreu, Amara et al. 2009. "Tensile Bond Strength of an Adhesive Resin Cement to Different Alloys Having Various Surface Treatments." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 101(2):107–18.
- ADA. 2003. "Titanium Applications in Dentistry." *The Journal of the American Dental Association* 134(3):347–49.
- Akıllı, YE. "Farklı Materyallerden Yapılmış İmplant ve Üst Yapılarının Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2010; İstanbul."
- Al-Amleh, B., K. Lyons, and M. Swam. 2010. "Clinical Trials in Zirconia: A Systematic Review." *Journal of Oral Rehabilitation* 37(8):641–52.
- Al-Harhi, Abdullah A., Mohammed H. Aljoudi, Mulham N. Almaliki, and Khalid A. El-Banna. 2018. "Laboratory Study of Micro-Shear Bond Strength of Two Resin Cements to Leucite Ceramics Using Different Ceramic Primers." *The Journal of Contemporary Dental Practice* 19(8):918–24.
- Allen, Edward P. et al. 2003. *Annual Review of Selected Dental Literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry J Prosthet Dent* 2003;90:50-80.
- Aloisio Fleck Neumann Cristina Cunha Villar Fabiana Mantovani Gomes França, Eduardo. 2014. "Fracture Resistance of Abutment Screws Made of Titanium, Polyetheretherketone, and Carbon Fiber-Reinforced Polyetheretherketone Braz Oral Res., (São Paulo) 2014;28(1):1-5."
- Alvarez-Arenal, Angel, Ignacio Gonzalez-Gonzalez, Hector Dellanos-Lanchares, Aritza Brizuela-Velasco, and Joseba Ellacuria-Echebarria. 2016. "The Selection Criteria of Temporary or Permanent Luting Agents in Implant-Supported Prostheses: In Vitro Study." *J Adv Prosthodont* 8:144–53.
- Amaral, Regina, Mutlu Özcan, Marco Antonio Bottino, and Luiz Felipe Valandro. 2006. "Microtensile Bond Strength of a Resin Cement to Glass Infiltrated Zirconia-Reinforced Ceramic: The Effect of Surface Conditioning." *Dental Materials* 22(3):283–90.
- Andreiotelli, Marina, Hans J. Wenz, and Ralf-Joachim Kohal. 2009. "Are Ceramic Implants a Viable Alternative to Titanium Implants? A Systematic Literature Review." *Clinical Oral Implants Research* 20:32–47.
- Armstrong, Steve et al. 2010. "Adhesion to Tooth Structure: A Critical Review of 'Micro' Bond Strength Test Methods." *Dental Materials* 26(2):e50–62.
- Awliya, W., A. Odén, P. Yaman, J. B. Dennison, and M. E. Razzoog. 1998. "Shear Bond Strength of a Resin Cement to Densely Sintered High-Purity Alumina with Various Surface Conditions." *Acta Odontologica Scandinavica* 56(1):9–13.
- Azillah, M. A., H. M. Anstice, and G. J. Pearson. 1998. "Long-Term Flexural Strength of Three Direct Aesthetic Restorative Materials." *Journal of Dentistry* 26(2):177–82.
- Bagno, Andrea and Carlo Di Bello. 2004. *Surface Treatments and Roughness Properties of Ti-Based Biomaterials Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 15 (2004 ) 935-

949.

- Bağrıvatan, Gizem Nur et al. 2015. *Estetik İmplant Dayanaklar Esthetic Implant Abutments EÜ Dişhek Fak Derg* 2015; 36\_2: 60-66. Vol. 36.
- Balcı, B. “Farklı Estetik Abutmentlerin Döngüsel Yorulma Yükleme Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015; İstanbul.”
- Behr, Michael, Martin Rosentritt, Reinhold Lang, and Gerhard Handel. 2001. “Glass Fiber-Reinforced Abutments for Dental Implants. A Pilot Study.” *Clinical Oral Implants Research* 12(2):174–78.
- Berg, J., H. 2002. *Glass Ionomer Cements Pediatr Dent*. 2002;24:430-438.
- Bernal, Guillermo, Mitsunobu Okamura, and Carlos A. Muñoz. 2003. “The Effects of Abutment Taper, Length and Cement Type on Resistance to Dislodgement of Cement-Retained, Implant-Supported Restorations.” *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists* 12(2):111–15.
- Binon, Paul P. 2000. *Implants and Components: Entering the New Millennium The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants Volume 15, Number 1, 2000*. Vol. 15.
- Blackman, R., N. Barghi, and E. Duke. 1990. “Influence of Ceramic Thickness on the Polymerization of Light-Cured Resin Cement.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63(3):295–300.
- Blatz, Markus B., Med Dent, Avishani Sadan, and Matthias Kern. 2003. *Resin-Ceramic Bonding: A Review of the Literature Silica-Based Ceramics J Prosthet Dent* 2003;89:268-74. Vol. 27.
- Blatz, Markus B., Avishai Sadan, Javier Martin, and Brien Lang. 2004. “In Vitro Evaluation of Shear Bond Strengths of Resin to Densely-Sintered High-Purity Zirconium-Oxide Ceramic after Long-Term Storage and Thermal Cycling.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(4):356–62.
- Breeding, Larry C., Donna L. Dixon, and W. Frank Caughman. 1991. “The Curing Potential of Light-Activated Composite Resin Luting Agents.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 65(4):512–18.
- Buonocore, M. G., A. Matsui, and A. J. Gwinnett. 1968. “Penetration of Resin Dental Materials into Enamel Surfaces with Reference to Bonding.” *Archives of Oral Biology* 13(1):61–70.
- Buonocore, Michael G. 1955. “A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces.” *Journal of Dental Research* 34(6):849–53.
- Butz, F., G. Heydecke, M. Okutan, and J. R. Strub. 2005. “Survival Rate, Fracture Strength and Failure Mode of Ceramic Implant Abutments after Chewing Simulation.” *Journal of Oral Rehabilitation* 32(11):838–43.
- Büyükakyüz, N., Öztürk, M. 2012. *Oral İmplantolojide Estetik Problemlerin Sert ve Yumuşak Doku Greftleriyle Çözülmesi The Solution of Aesthetic Problems By Hard and Soft Tissue Grafts in Oral Implantology İstanbul Üni. Diş Hek. Fak. Derg. Cilt:46, Sayı:2, Sayfa:74-82,2012*. Vol. 46.

- Canullo, Luigi. 2007. "Clinical Outcome Study of Customized Zirconia Abutments for Single-Implant Restorations." *The International Journal of Prosthodontics* 20(5):489–93.
- Cardoso, P. E., R. R. Braga, and M. R. Carrilho. 1998. "Evaluation of Micro-Tensile, Shear and Tensile Tests Determining the Bond Strength of Three Adhesive Systems." *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 14(6):394–98.
- Carvalho, Valessa F. et al. 2018. "Mouthguard Biomechanics for Protecting Dental Implants from Impact: Experimental and Finite Element Impact Analysis." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33(2):335–43.
- Chadwick, B. L. and D. J. P. Evans. 2007. *Restoration of Class II Cavities in Primary Molar Teeth with Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Cements: A Systematic Review of the Literature European Archives of Paediatric Dentistry // 8(1)*. 2007. Vol. 8.
- Chevalier, Jérôme, Laurent Gremillard, and Sylvain Deville. 2007. "Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants." *Annual Review of Materials Research* 37(1):1–32.
- Chiapasco, M., P. Casentini, M. Zaniboni, E. Corsi, and T. Anello. 2012. "Titanium-Zirconium Alloy Narrow-Diameter Implants (Straumann Roxolid<sup>®</sup>) for the Rehabilitation of Horizontally Deficient Edentulous Ridges: Prospective Study on 18 Consecutive Patients." *Clinical Oral Implants Research* 23(10):1136–41.
- Cicciu, Marco, Ennio Bramanti, Giada Matacena, Eugenio Guglielmino, and Giacomo Risitano. 2014. "FEM Evaluation of Cemented-Retained versus Screw-Retained Dental Implant Single-Tooth Crown Prosthesis." *International Journal of Clinical and Experimental Medicine* 7(4):817–25.
- Covey, D. A., D. K. Kent, H. A. St Germain, and S. Koka. 2000. "Effects of Abutment Size and Luting Cement Type on the Uniaxial Retention Force of Implant-Supported Crowns." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 83(3):344–48.
- Datte, Carlos-Eduardo et al. 2018. "Influence of Different Restorative Materials on the Stress Distribution in Dental Implants." *J Clin Exp Dent* 10(5):439–83.
- Denry, Isabelle and J. Robert Kelly. 2007. "State of the Art of Zirconia for Dental Applications" *Dental Materials* 24 (2008) 299–307."
- Dérand, P. and T. Dérand. 2000. "Bond Strength of Luting Cements to Zirconium Oxide Ceramics." *The International Journal of Prosthodontics* 13(2):131–35.
- Derand, Tore, Margareta Molin, and Ketil Kvam. 2005. "Bond Strength of Composite Luting Cement to Zirconia Ceramic Surfaces." *Dental Materials* 21(12):1158–62.
- Diaz-Arnold, Ana M., Marcos A. Vargas, and Debra R. Haselton. 1999. *Current Status of Luting Agents for Fixed Prosthodontics Clinical Implications the Journal of Prosthetic Dentistry Volume 81 Number 2*. Vol. 135.
- Döring, Katrin, Eduard Eisenmann, and Michael Stiller. 2004. "Functional and Esthetic Considerations for Single-Tooth Ankylos Implant-Crowns: 8 Years of Clinical Performance." *The Journal of Oral Implantology* 30(3):198–209.
- Dudley, J. E., L. C. Richards, and J. R. Abbott. 2008. "Retention of Cast Crown Copings Cemented to Implant Abutments." *Australian Dental Journal* 53(4):332–39.

- Dufek, Martin. 2007. *FEI Company The Quanta FEG User Operation Manual 4022 290 22214 3rd Edition.*
- Duraccio, Donatella, Federico Mussano, and Maria Giulia Faga. 2015. "Biomaterials for Dental Implants: Current and Future Trends *J Mater Sci* (2015) 50:4779–4812 DOI 10.1007/S10853-015-9056-3."
- Elias, C.N., Lima, J.H.C., Valiev, R., and Meyers, M. A. 2008. "Biomedical Applications of Titanium and Its Alloys *Biological Materials Science* 46-49."
- Erdemci, Z., Y. *Farklı Yapıştırma Ajanları ve İki Farklı Teknik (Konvansiyonel/Hall) Kullanılarak Uygulanan Paslanmaz Çelik Kronların Kenar Uyumlarının in-Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2011; Ankara.*
- Ergin, Sule and Deniz Gemalmaz. 2002. "Retentive Properties of Five Different Luting Cements on Base and Noble Metal Copings." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(5):491–97.
- Ernst, Claus-Peter, Udo Cohnen, Elmar Stender, and Brita Willershausen. 2005. "In Vitro Retentive Strength of Zirconium Oxide Ceramic Crowns Using Different Luting Agents." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93(6):551–58.
- Espe, M. 2001. *Rocatec Bonding Scientific Product Profile Content Scientific Affairs 12/01.*
- Farina, Ana Paula, Aloisio Oro Spazzin, Juliana Maria Costa Nuñez Pantoja, Rafael Leonardo Xediek Consani, and Marcelo Ferraz Mesquita. 2012. "An in Vitro Comparison of Joint Stability of Implant-Supported Fixed Prosthetic Suprastructures Retained with Different Prosthetic Screws and Levels of Fit under Masticatory Simulation Conditions." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27(4):833–38.
- Ferro, Keith J. et al. 2017. *The Glossary of Prosthodontic Terms Ninth Edition Editorial Staff The Journal of Prosthetic Dentistry Volume 117 Issue 5S. Vol. 117.*
- Firidinoğlu, K., Toksavul, S., Toman, M. 2015. *İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı The Use of Ceramic Abutments on the Implant Supported Fixed Partial Dentures İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı EÜ Dişhek Fak Derg 2007; 28: 145-150.*
- Firidinoğlu, Kadir and Suna Toksavul. 2007. *İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı The Use of Ceramic Abutments on the Implant Supported Fixed Partial Dentures EÜ Dişhek Fak Derg 2007; 28: 145-150.*
- Fonseca, Renata Garcia, Juliana Gomes dos Santos Paes de Almeida, Isabella Gagliardi Haneda, and Gelson Luis Adabo. 2009. "Effect of Metal Primers on Bond Strength of Resin Cements to Base Metals." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 101(4):262–68.
- Forss, H. 1993. *Release of Fluoride and Other Elements from Light-Cured Glass Ionomers in Neutral and Acidic Conditions J Dent Res* 72(8):1257-1262. Vol. 72.
- Gale, M. S. and B. W. Darvell. 1999. "Thermal Cycling Procedures for Laboratory Testing of Dental Restorations." *Journal of Dentistry* 27(2):89–99.
- GaRey, D. J., A. H. Tjan, R. A. James, and A. A. Caputo. 1994. "Effects of Thermocycling, Load-Cycling, and Blood Contamination on Cemented Implant Abutments." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 71(2):124–32.

- Gervais, Mark J. and Peter R. Wilson. 2007. "A Rationale for Retrievability of Fixed, Implant-Supported Protheses: A Complication-Based Analysis." *The International Journal of Prosthodontics* 20(1):13–24.
- Gultekin, Pinar, B. Alper Gultekin, Murat Aydın, and Serdar Yalcin. 2013. "Cement Selection for Implant-Supported Crowns Fabricated with Different Luting Space Settings." *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists* 22(2):112–19.
- Güngör, H., Holoğlu, B., Duymuş, Y., Z. 2008. *Dişhekimlerinin Dental Implant Planlamasında Kullanılan Radyografi Teknikleri Konusundaki Tercihlerinin Değerlendirilmesi Evaluation of Preferences of Dentists for Radiographic Methods Used in Dental Implant Planning Atatürk Üniv.Diş Hek.Fak.Derg. Cilt:18,.*
- Güngör, M., B., Aydın, C., Yılmaz, H., Gül, E., B. 2014. "An Overview of Zirconia Dental Implants: Basic Properties and Clinical Application of Three Cases Journal of Oral Implantology Vol. XL/No. Four."
- Güngör, H. "Dental Implant Abutmenti – Rezin Siman Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Yüze İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi.Doktora Tezi,Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.2010;Erzurum."
- Güzel, K., G., Meşe, A., DüNDAR, B. 2006. "Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi Türkiye Klinikleri J Med Ethics 14:41-46." 3–8.
- Hadley, Jack, Douglas A. Young, Lewis R. Eversole, and Jeffrey A. Gornbein. 2000. "A Laser-Powered Hydrokinetic System: For Caries Removal And Cavity Preparation." *The Journal of the American Dental Association* 131(6):777–85.
- Hannink, Richard H. J., Patrick M. Kelly, and Barry C. Muddle. 2004. "Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics." *Journal of the American Ceramic Society* 83(3):461–87.
- Hara, A. T., L. A. Pimenta, and A. L. Rodrigues. 2001. "Influence of Cross-Head Speed on Resin-Dentin Shear Bond Strength." *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 17(2):165–69.
- Hebel, K. S. and R. C. Gajjar. 1997. "Cement-Retained versus Screw-Retained Implant Restorations: Achieving Optimal Occlusion and Esthetics in Implant Dentistry." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 77(1):28–35.
- Heffernan, Michael J. et al. 2002. "Relative Translucency of Six All-Ceramic Systems. Part II: Core and Veneer Materials." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(1):10–15.
- Heinemann, Friedhelm, Torsten Mundt, and Reiner Biffar. 2006. "Retrospective Evaluation of Temporary Cemented, Tooth and Implant Supported Fixed Partial Dentures." *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery : Official Publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 34 Suppl 2:86–90.
- Helvatjoglu-Antoniades, M. 1998. *Fluoride Release from Restorative Materials and a Luting Cement The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 86 Number 2.*
- Henriksson, Kristina and Torsten Jemt. 2003. "Evaluation of Custom-Made Procera Ceramic Abutments for Single-Implant Tooth Replacement: A Prospective 1-Year Follow-up Study." *The International Journal of Prosthodontics* 16(6):626–30.

- Hermann, Joachim S., Daniel Buser, Robert K. Schenk, John D. Schoolfield, and David L. Cochran. 2001. "Biologic Width around One- and Two-Piece Titanium Implants - A Histometric Evaluation of Unloaded Nonsubmerged and Submerged Implants in the Canine Mandible." *Clinical Oral Implants Research* 12(6):559–71.
- Heydecke, G., F. Butz, J. R. Binder, and J. R. Strub. 2007. "Material Characteristics of a Novel Shrinkage-Free ZrSiO<sub>4</sub> Ceramic for the Fabrication of Posterior Crowns." *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 23(7):785–91.
- Heydecke, Guido, Marianella Sierraalta, and Michael E. Razzoog. 2002. "Evolution and Use of Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments: A Short Review and Presentation of Two Cases." *The International Journal of Prosthodontics* 15(5):488–93.
- Holst, Stefan, Markus B. Blatz, Ernst Hegenbarth, Manfred Wichmann, and Stephan Eitner. 2005. "Prosthodontic Considerations for Predictable Single-Implant Esthetics in the Anterior Maxilla." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 63(9):89–96.
- Hooshmand, Tabassom, Richard van Noort, and Alireza Keshvad. 2002. "Bond Durability of the Resin-Bonded and Silane Treated Ceramic Surface." *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 18(2):179–88.
- Hosseini, Mandana, Nils Worsaae, Morten Schiødt, and Klaus Gotfredsen. 2013. "A 3-Year Prospective Study of Implant-Supported, Single-Tooth Restorations of All-Ceramic and Metal-Ceramic Materials in Patients with Tooth Agenesis." *Clinical Oral Implants Research* 24(10):1078–87.
- Imbery, T. A., D. B. Evans, and R. G. Koeppen. 1993. "A New Method of Attaching Cast Gold Occlusal Surfaces to Acrylic Resin Denture Teeth." *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)* 24(1):29–33.
- Johnson, Trenton B. et al. 2018. "Effect of Guided Bone Regeneration on Bone Quality Surrounding Dental Implants." *Journal of Biomechanics*.
- Jokstad, Asbjørn et al. 2003. "Quality of Dental Implants." *International Dental Journal* 53(6 Suppl 2):409–43.
- Jonghyuk Lee DDS, Jason et al. 2007. *Using Extracted Teeth for Research JADA* 2007;138(12):1599-1603. Vol. 138.
- Kalaighan, Parithimar, Jaya Shree Mohan, and Arun Jayakumar. 2018. "Assessment of Oral Health-Related Quality of Life for Complex Mandibular Defects Rehabilitated with Computer-Guided Implant Restoration." *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 8(3):277–81.
- Kamacı, M. "Dental Yapıştırma Simanların Antimikrobiyal Özellikleri.Doktora Tezi,Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.2011;Konya."
- Kappel, Stefanie, Taras Chepura, Marc Schmitter, Peter Rammelsberg, and Stefan Rues. 2017. "Effects of Cement, Abutment Surface Pretreatment, and Artificial Aging on the Force Required to Detach Cantilever Fixed Dental Prostheses from Dental Implants." *The International Journal of Prosthodontics* 30(6):545–52.
- Kent, D. K., S. Koka, and M. L. Froeschle. 1997. "Retention of Cemented Implant-Supported Restorations." *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists* 6(3):193–96.

- Kern, M. and V. P. Thompson. 1993. "Sandblasting and Silica-Coating of Dental Alloys: Volume Loss, Morphology and Changes in the Surface Composition." *Dental Materials* 9(3):155–61.
- Kim, Yongsik, Junro Yamashita, Jeffrey L. Shotwell, Kok-Heng Chong, and Hom-Lay Wang. 2006. "The Comparison of Provisional Luting Agents and Abutment Surface Roughness on the Retention of Provisional Implant-Supported Crowns." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95(6):450–55.
- Koch, Angela et al. 2007. "Influence of Ceramic Translucency on Curing Efficacy of Different Light-Curing Units." *The Journal of Adhesive Dentistry* 9(5):449–62.
- Kohal, Ralf J., Dietmar Weng, Maria Bächle, and Jörg R. Strub. 2004. "Loaded Custom-Made Zirconia and Titanium Implants Show Similar Osseointegration: An Animal Experiment." *Journal of Periodontology* 75(9):1262–68.
- Könönen, Mauno, Juha Rintanen, Antti Waltimo, and Pentti Kempainen. 1995. *Titanium Framework Removable Partial Denture Used for Patient Allergic to Other Metals: A Clinical Report and Literature Review Journal of Prosthetic Dentistry Volume 73 Number 1*. Vol. 73.
- Koth, D. L., R. V. McKinney, D. E. Steflik, and Q. B. Davis. 1988. "Clinical and Statistical Analyses of Human Clinical Trials with the Single Crystal Aluminum Oxide Endosteal Dental Implant: Five-Year Results." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 60(2):226–34.
- Krejci, I., R. Boretti, P. Giezendanner, and F. Lutz. 1998. "Adhesive Crowns and Fixed Partial Dentures Fabricated of Ceromer/FRC: Clinical and Laboratory Procedures." *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry : PPAD* 10(4):487–98; quiz 500.
- Kunt, Goknil Ergun, Gozlem Ceylan, Nergiz Yilmaz, and Bahar Esin Kucuk. 2010. *Luting Agent Effectiveness on Implant Crown Retention International Journal of Oral Implantology and Clinical Research January-April 2011;2(1):7-11*. Vol. 2.
- Kurt, Murat et al. 2013. "The Effect of Different Surface Treatments on Cement-Retained Implant-Supported Restorations." *Journal of Oral Implantology* 39(1):44–51.
- Kurtz, S. M. and J. N. Devine. 2008. *PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants Biomaterials. Author Manuscript; Available in PMC 2008 November;28(32):4845–4869*.
- Lai, Hong-Chang et al. 2008. "Evaluation of Soft-Tissue Alteration around Implant-Supported Single-Tooth Restoration in the Anterior Maxilla: The Pink Esthetic Score." *Clinical Oral Implants Research* 19(6):560–64.
- Lautenschlager, E. P. and P. Monaghan. 1993. "Titanium and Titanium Alloys as Dental Materials." *International Dental Journal* 43(3):245–53.
- Lekholm, U. et al. 1999. "Survival of the Brånemark Implant in Partially Edentulous Jaws: A 10-Year Prospective Multicenter Study." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(5):639–45.
- Li Yan, Yong, Graduate Student, Young Kyung Kim, Assistant Professor, and Kyo-Han Kim. 2010. "Changes in Degree of Conversion and Microhardness of Dental Resin Cements Operative Dentistry, 2010, 35-2, 203-210."
- Libby, Greg, Michael R. Arcuri, William E. LaVelle, and Lisa Hebl. 1997. *Longevity of Fixed*



- Partial Dentures Journal of Prosthetic Dentistry* 1997;78:127-31. Vol. 127.
- Lin, A., N. S. McIntyre, and R. D. Davidson. 1992. "Studies on the Adhesion of Glass-Ionomer Cements to Dentin." *Journal of Dental Research* 71(11):1836-41.
- Lu, Y. C., H. Tseng, Y. H. Shih, and S. Y. Lee. 2001. "Effects of Surface Treatments on Bond Strength of Glass-Infiltrated Ceramic." *Journal of Oral Rehabilitation* 28(9):805-13.
- Maeyama, Hideki et al. 2005. "Retentive Strength of Metal Copings on Prefabricated Abutments with Five Different Cements." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7(4):229-34.
- Magne, Pascal and Urs C. Belser. 2002. "Rationalization of Shape and Related Stress Distribution in Posterior Teeth: A Finite Element Study Using Nonlinear Contact Analysis." *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 22(5):425-33.
- Manicone, Paolo Francesco, Pierfrancesco Rossi Iommetti, and Luca Raffaelli. 2007. "An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications Journal Of Dentistry 35 (2007) 819-826."
- Mansour, Ahmed, Carlo Ercoli, Gerald Graser, Ross Tallents, and Mark Moss. 2002. "Comparative Evaluation of Casting Retention Using the ITI Solid Abutment with Six Cements." *Clinical Oral Implants Research* 13(4):343-48.
- Mathew, Merin, Kamalakanth Shenoy, and KS Ravishankar. 2018. "Flexural Strength of Hydrogen Plasma-Treated Polypropylene Fiber-Reinforced Polymethyl Methacrylate Denture Base Material." *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 18(3):257.
- Matinlinna, Jukka P., Lippo V. J. Lassila, Mutlu Ozcan, Antti Yli-Urpo, and Pekka K. Vallittu. 2004. "An Introduction to Silanes and Their Clinical Applications in Dentistry." *The International Journal of Prosthodontics* 17(2):155-64.
- Matsumura, H., K. Kamada, N. Tanoue, and M. Atsuta. 2000. "Effect of Thione Primers on Bonding of Noble Metal Alloys with an Adhesive Resin." *Journal of Dentistry* 28(4):287-93.
- Matsuyama, Tomoko, Akira Aoki, Shigeru Oda, Takayuki Yoneyama, and Isao Ishikawa. 2003. "Effects of the Er:YAG Laser Irradiation on Titanium Implant Materials and Contaminated Implant Abutment Surfaces." *Journal of Clinical Laser Medicine* 21(1):7-17.
- McCormick, J. T., W. Rowland, H. T. Shillingburg, and M. G. Duncanson. 1993. "Effect of Luting Media on the Compressive Strengths of Two Types of All-Ceramic Crown." *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)* 24(6):405-8.
- Mccracken, Michael. 1999. *Dental Implant Materials: Commercially Pure Titanium and Titanium Alloys Journal Of Prosthodontics, Vol 8, No 1 (March), 1999:Pp 40-43.* Vol. 8.
- Mckenna, Jill E., Noel J. Ray, Gerald Mckenna, and Francis M. Burke. 2011. "The Effect of Variability in the Powder/Liquid Ratio on the Strength of Zinc Phosphate Cement Hindawi Publishing Corporation International Journal of Dentistry Volume 2011, Article ID 679315, 4 Pages Doi:10.1155/2011/679315." *International Journal of Dentistry* 2011.
- McLaren, E. A. 1998. "All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal-Ceramic Restorations." *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)* 19(3):307-8,

310, 312 passim; quiz 326.

- Van Meerbeek, B. et al. 2010. "Relationship between Bond-Strength Tests and Clinical Outcomes." *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 26(2):e100-21.
- Van Meerbeek, Bart, Jan De Munck, Daniela Mattar, Kirsten Van Landuyt, and Paul Lambrechts. 2003. "Microtensile Bond Strengths of an Etch&Rinse and Self-Etch Adhesive to Enamel and Dentin as a Function of Surface Treatment." *Operative Dentistry* 28(5):647-60.
- Meyenberg, K. H., H. Lüthy, and P. Schärer. 1995. "Zirconia Posts: A New All-Ceramic Concept for Nonvital Abutment Teeth." *Journal of Esthetic Dentistry* 7(2):73-80.
- Mirmohammadi, Hesam, Moustafa N. M. Aboushelib, Ziad Salameh, Albert J. Feilzer, and Cornelis J. Kleverlaan. 2010. "Innovations in Bonding to Zirconia Based Ceramics: Part III. Phosphate Monomer Resin Cements." *Dental Materials* 26(8):786-92.
- Misch, Carl E. 2005. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby.
- Moilanen, Pauliina, Jenni Hjerpe, Lippo Lassila, and Timo Närhi. 2018. "Fracture Strength And Precision Of Fit Of Implant Retained Monolithic Zirconia Crowns." *Journal of Oral Implantology* aaid-joi-D-17-00249.
- Montenegro, Alexandre Campos, Aldir Nascimento Machado, and Cresus Vinicius Depes Gouvea. 2008. "Tensile Strength of Cementing Agents on the Ceraone System of Dental Prosthesis on Implants." *Implant Dentistry* 17(4):451-60.
- Morais, Liliame S. et al. 2007. "Titanium Alloy Mini-Implants for Orthodontic Anchorage: Immediate Loading and Metal Ion Release." *Acta Biomaterialia* 3(3):331-39.
- Mota, Cristiane Soares, Flávio Fernando Demarco, Guilherme Brião Camacho, and John M. Powers. 2003. "Tensile Bond Strength of Four Resin Luting Agents Bonded to Bovine Enamel and Dentin." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 89(6):558-64.
- Mühlemann, Sven, Elena A. Greter, Ji-Man Park, Christoph H. F. Hämmerle, and Daniel S. Thoma. 2018. "Precision of Digital Implant Models Compared to Conventional Implant Models for Posterior Single Implant Crowns: A within-Subject Comparison 2018;1-6." *Clinical Oral Implants Research* 2018;1-6.
- Nabandalung, Darunee P., John M. Powers, and Mark E. Connelly. 1997. *A Comparison of Bond Strengths of Denture Base Resins to Nickel-Chromium-Beryllium Removable Partial Denture Alloy* *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 1997;78:566-73.
- Nakamura, S., K. Yoshida, K. Kamada, and M. Atsuta. 2004. "Bonding between Resin Luting Cement and Glass Infiltrated Alumina-Reinforced Ceramics with Silane Coupling Agent." *Journal of Oral Rehabilitation* 31(8):785-89.
- Nejatidanesh, Farahnaz, Omid Savabi, and Mojtaba Shahtoosi. 2013. "Retention of Implant-Supported Zirconium Oxide Ceramic Restorations Using Different Luting Agents." *Clinical Oral Implants Research* 24:20-24.
- O'brien, William J. 2002. *Dental Materials and Their Selection-3rd Ed. (2002)*.
- Oates, Thomas W. and Guy Huynh-Ba. 2012. "Diabetes Effects on Dental Implant Survival." *Forum Implantologicum* 8(2):7-14.

- Ogunyinka, A. 2000. "The Bond of Two Adhesive Resins to Alumina Blasted and Heat-Treated Gold Alloy Surfaces." *Journal of Oral Rehabilitation* 27(5):403–6.
- Ohkubo, C., I. Watanabe, T. Hosoi, and T. Okabe. 2000. "Shear Bond Strengths of Polymethyl Methacrylate to Cast Titanium and Cobalt-Chromium Frameworks Using Five Metal Primers." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 83(1):50–57.
- Ohkubo, Chikahiro, Hiroyuki Kono, Yasuhiro Tanaka, and Ikuya Watanabe. 2005. "Shear Bond Strength of Resin Composite to Magnetic Fe-Pt Alloy." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93(5):478–82.
- Ongthiemsak, Chakree, Trakol Mekayarajjananonth, Sheldon Winkler, and Kenneth G. Boberick. 2005. "The Effect of Compressive Cyclic Loading on Retention of a Temporary Cement Used with Implants." *The Journal of Oral Implantology* 31(3):115–20.
- Osman, Reham B. and Michael V Swain. 2015. "A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia." *Materials* 8:932–58.
- Özarslan, M., M. "Zirkonyum Kor Yapıların Kısa İmplant Dayanakları Üzerine Simantasyonunda Kullanılan Farklı Yapıştırma Simanlarının Ve Yüzey İşleminin Tutuculuğa Etkisinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2010; Isparta."
- Özkan, K. Ç. 2014. *İmplant-Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2014; İstanbul.*
- Pan, Yu-Hwa, Tai-Min Lin, Perng-Ru Liu, and Lance C. Ramp. 2015. "Effect of Luting Agents on Retention of Dental Implant-Supported Protheses." *Journal of Oral Implantology* 41(5):596–99.
- Pan, Yu-Hwa, Lance C. Ramp, Ching-Kai Lin, and Perng-Ru Liu. 2006. "Comparison of 7 Luting Protocols and Their Effect on the Retention and Marginal Leakage of a Cement-Retained Dental Implant Restoration." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21(4):587–92.
- Piconi, C. and G. Maccauro. 1999. "Zirconia as a Ceramic Biomaterial." *Biomaterials* 20(1):1–25.
- Piemjai, M. 2001. "Effect of Seating Force, Margin Design, and Cement on Marginal Seal and Retention of Complete Metal Crowns." *The International Journal of Prosthodontics* 14(5):412–16.
- Pinelli, Lígia A. P., Laiza M. G. Fais, Weber A. Ricci, and José M. S. N. Reis. 2013. "In Vitro Comparisons of Casting Retention on Implant Abutments among Commercially Available and Experimental Castor Oil-Containing Dental Luting Agents." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109(5):319–24.
- Pjetursson, Bjarni E., Urs Brägger, Niklaus P. Lang, and Marcel Zwahlen. 2007. "Comparison of Survival and Complication Rates of Tooth-Supported Fixed Dental Protheses (FDPs) and Implant-Supported FDPs and Single Crowns (SCs)." *Clinical Oral Implants Research* 18(SUPPL. 3):97–113.
- Polat, Serdar, Fatma Cebe, Alırıza Tunçdemir, Caner Öztürk, and Aslıhan Üşümez. 2015. "Evaluation of the Bond Strength between Aged Composite Cores and Luting Agent." *J Adv Prosthodont* 7:108–22.

- Proussaefs, Periklis, Wayne Campagni, Guillermo Bernal, Charles Goodacre, and Jay Kim. 2004. "The Effectiveness of Auxiliary Features on a Tooth Preparation with Inadequate Resistance Form." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(1):33–41.
- Rau, Julietta V and Antonio Ravaglioli. 2016. "BioMaH First Biennial Conference October 17th -20th , Rome, Italy."
- Retief, D. H. 1991. "Standardizing Laboratory Adhesion Tests." *American Journal of Dentistry* 4(5):231–36.
- Ricardo Menani, Luiz, Rodrigo Tiozzi, Rica Miranda de Torres, Ricardo Faria Ribeiro, and Rossana Pereira de Almeida. 2011. "Photoelastic Stress Analysis of Different Designs of Cement-Retained Fixed Partial Dentures on Morse Taper Oral Implants The Journal of Craniofacial Surgery Volume 22, Number 2,2011;22: 674-678."
- Rimondini, Lia, Loredana Cerroni, Antonio Carrassi, and Paola Torricelli. 2002. "Bacterial Colonization of Zirconia Ceramic Surfaces: An in Vitro and in Vivo Study." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17(6):793–98.
- da Rocha, Paulo Vicente Barbosa, Mirella Aguiar Freitas, and Tiago de Moraes Alves da Cunha. 2013. "Influence of Screw Access on the Retention of Cement-Retained Implant Prosthesis." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109(4):264–68.
- Rosenstiel, S. F., M. F. Land, and B. J. Crispin. 1998. "Dental Luting Agents: A Review of the Current Literature." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 80(3):280–301.
- Sadig, Walid M. and Mohammed W. Al Harbi. 2007. "Effects of Surface Conditioning on the Retentiveness of Titanium Crowns over Short Implant Abutments." *Implant Dentistry* 16(4):387–96.
- Safari, Sina, Fereshteh Hosseini Ghavam, Parviz Amini, and Kaveh Yaghmaei. 2018. "Effects of Abutment Diameter, Luting Agent Type, and Re-Cementation on the Retention of Implant-Supported CAD/CAM Metal Copings over Short Abutments." *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2018;10:1-7 1.
- Sagomyants, Karen B., Marcus L. Jarman-Smith, John N. Devine, Michael S. Aronow, and Gloria A. Gronowicz. 2008. "The in Vitro Response of Human Osteoblasts to Polyetheretherketone (PEEK) Substrates Compared to Commercially Pure Titanium Biomaterials 29 (2008) 1563-1572."
- Şahin, Onur et al. 2011. *Cytotoxicity Evaluation of Removable Partial Denture Alloys Were Obtained From Different Laboratories Cumhuriyet Dent J* 2011;14(2):70-77.
- Sakaguchi, Ronald L. and John M. Powers. 2012. *Craig's Restorative Dental Materials Thirteenth Edition Edited By.*
- Satterthwaite, J. D. 2008. "Indirect Restorations on Teeth with Reduced Crown Height." *SADJ: Journal of the South African Dental Association = Tydskrif van Die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging* 63(3):142–45.
- Schiff, Nicolas, Brigitte Grosogeat, Michele Lissac, and Francis Dalard. 2002. *Influence of Fluoride Content and PH on the Corrosion Resistance of Titanium and Its Alloys Biomaterials* 23 (2002) 1995–2002. Vol. 23.
- Schmage, P., Sohn, J., Özcan, M., Nergiz, İ. 2005. "Effect of Surface Treatment of Titanium Posts on the Tensile Bond Strength Dental Materials (2006) 22, 189–194."

- Schwarz, Stefanie, Christin Schröder, Alexander Hassel, Wolfgang Bömicke, and Peter Rammelsberg. 2012. "Survival and Chipping of Zirconia-Based and Metal-Ceramic Implant-Supported Single Crowns." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14:e119–25.
- Schweitzer PA. 1996. *Corrosion Engineering Handbook, Second Edition - 3 Volume Set*.
- Sever Bechir, Edwin et al. 2016. *The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology Material Plastics* 53 No.3 2016.
- Sharp, Bruno, Dean Morton, and Arthur E. Clark. 2000. *Effectiveness of Metal Surface Treatments in Controlling Microleakage of the Acrylic Resin-Metal Framework Interface The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:617-22.
- Sheets, James L., Charles Wilcox, and Terry Wilwerding. 2008. "Cement Selection for Cement-Retained Crown Technique with Dental Implants." *Journal of Prosthodontics* 17(2):92–96.
- Sidhu, Sharanbir K. 2009. "Clinical Evaluations of Resin-Modified Glass-Ionomer Restorations Dental Materials 26 (2010) 7–12."
- Soares, Janir Alves et al. 2008. *Influence of Luting Agents on Time Required for Cast Post Removal by Ultrasound: An in Vitro Study J Appl Oral Sci.*2009;17(3):145-9.
- Squier, R. S., J. R. Agar, J. P. Duncan, and T. D. Taylor. 2001. "Retentiveness of Dental Cements Used with Metallic Implant Components." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(6):793–98.
- Stawarczyk, Bogna et al. 2013. "Polyetheretherketone - A Suitable Material for Fixed Dental Prosthodontics?" *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 101(7):1209–16.
- Steinemann, Samuel G. 1998. "Titanium - The Material of Choice?" *Periodontology* 2000 17(1):7–21.
- Taira, Y., Yoshida, K., Matsumura, H., Atsuta, M. 1998. *Phosphate and Thiophosphate Primers for Bonding Prosthodontic Luting Materials to Titanium The Journal of Prosthetic Dentistry* 384 Volume 79 Number 4.
- Tarı, T. "Farklı Yapıştırıcı Ajanlarla Simante Edilen Zirkonyum Oksit Seramik Kuruonların Retansiyon Dirençlerinin In-Vitro Olarak Karşılaştırılması.Doktora Tezi,İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.2010;İstanbul."
- Tian, Tian, James Kit-Hon Tsoi, Jukka P. Matinlinna, and Michael F. Burrow. 2014. "Aspects of Bonding between Resin Luting Cements and Glass Ceramic Materials." *Dental Materials* 30(7):e147–62.
- Tsuchimoto, Youhei et al. 2006. "Effect of Surface Pre-Treatment on Durability of Resin-Based Cements Bonded to Titanium." *Dental Materials* 22(6):545–52.
- Türk, A., G. 2010. "Değişik Implant Sistemleri Üzerine Uygulanan Farklı Sabit Protetik Restorasyonların In-Vivo ve in-Vitro Değerlendirilmesi.Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.2010;İzmir."
- Uludamar, A. "Zirkonyum Oksit Seramik Restorasyonlarda Farklı Yüzey Hazırlıklarının Kompozit Yapıştırma Simanının Bağlanmasına Etkilerinin İncelenmesi.Doktora

- Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2007; Konya.”
- Uludamar, Altay et al. 2011. *Zirkonyum Esaslı Tam Seramik Restorasyonlarda Simantasyon Öncesi Yüzey Hazırlıkları Surface Preparations of Zirconia Based Full Ceramic Restorations before Cementation Cumhuriyet Dent J 2011;14(2):140-153*. Vol. 14.
- Usumez, Aslihan, Ozgur Inan, and Filiz Aykent. 2004. “Bond Strength of a Silicone Lining Material to Alumina-Abraded and Lased Denture Resin.” *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 71(1):196–200.
- Vargas, Marcos A., Cathia Bergeron, and Ana Diaz-Arnold. 2011. “Cementing All-Ceramic Restorations: Recommendations for Success.” *Journal of the American Dental Association (1939)* 142 Suppl 2:20S–4S.
- Walls, A. W. G. 1986. “Glass Polyalkenoate (Glass-Ionomer) Cements: A Review.” *Journal of Dentistry* 14(6):231–46.
- Wataha, J. C., R. G. Craig, and C. T. Hanks. 1991. “The Release of Elements of Dental Casting Alloys into Cell-Culture Medium.” *Journal of Dental Research* 70(6):1014–18.
- Wataha, John C. 2002. “Alloys for Prosthodontic Restorations.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 87(4):351–63.
- Watkin, Arnold and Robert B. Kerstein. 2008. “Improving Darkened Anterior Peri-Implant Tissue Color with Zirconia Custom Implant Abutments.” *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)* 29(4):238–40, 242.
- Wilson, A. D. 1991. “Glass-Ionomer Cement--Origins, Development and Future.” *Clinical Materials* 7(4):275–82.
- Wilson, A. D. and B. E. Kent. 1972. “A New Translucent Cement for Dentistry. The Glass Ionomer Cement.” *British Dental Journal* 132(4):133–35.
- Wolfart, Mona, Frank Lehmann, Stefan Wolfart, and Matthias Kern. 2005. “Durability of the Resin Bond Strength to Zirconia Ceramic after Using Different Surface Conditioning Methods *Dental Materials* 23 (2007) 45–50.”
- Wolfart, Mona, Stefan Wolfart, and Matthias Kern. 2006. “Retention Forces and Seating Discrepancies of Implant-Retained Castings after Cementation.” *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21(4):519–25.
- Yanagida, Hiroaki et al. 2003. “Adhesive Bonding of Titanium-Aluminum-Niobium Alloy with Nine Surface Preparations and Three Self-Curing Resins.” *European Journal of Oral Sciences* 111(2):170–74.
- Yavuzylmaz, Hüsnü, Bilge Turhan, Barkın Bavbek, and Esra Kurt. 2005. “Tam Porselen Sistemleri I.” *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22(1):41–48.
- Yerliyurt, Kaan. 2015. “Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları.” *Kocatepe Tıp Dergisi* 15(2):202–6.
- Yildirim, Murat, Horst Fischer, Rudolf Marx, and Daniel Edelhoff. 2003. *In Vivo Fracture Resistance of Implant-Supported All-Ceramic Restorations J Prosthet Dent* 2003;90:325-31.
- Yılmaz, B. “Farklı Post Sistemlerinin Tutuculuğunda Yapıştırma Simanlarının Etkisinin

- Incelenmesi.Doktora Tezi,Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.2006;Erzurum.”
- Yoshida, K. and M. Atsuta. 1999. “Effect of MMA-PMMA Resin Polymerization Initiators on the Bond Strengths of Adhesive Primers for Noble Metal.” *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials* 15(5):332–36.
- Zembic, Anja, Sunjai Kim, Marcel Zwahlen, and J. Robert Kelly. 2014. “Systematic Review of the Survival Rate and Incidence of Biologic, Technical, and Esthetic Complications of Single Implant Abutments Supporting Fixed Prosthesis.” *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29(Supplement):99–116.
- Zeren, Z., Ö. “Farklı Çaplardaki Titanyum, Zirkonyum ve Titanyum-Zirkonyum Alaşımılı İmplantlarda ve Çevreleyen Kemik Dokusunda Oluşan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması.Doktora Tezi,Ankara Üni. Sağ. Bil. Ens.2016;Ankara.”
- Zinelis, Spiros. 1998. *Effect of Pressure of Helium, Argon, Krypton, and Xenon on the Porosity, Microstructure, and Mechanical Properties of Commercially Pure Titanium Castings Clinical Implications J Prosthet Dent* 2000;84:575-82.

## ÖZGEÇMİŞ

21 Şubat 1990 tarihinde Bursa'da doğdum. İlkokul ve ortaokul öğrenimimi İznik Kadir Koyutürk İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimimi İznik Anadolu Lisesi'nde tamamladım.

2009 yılında KKTC Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2014 yılında buradan mezun oldum.

11 Ocak 2015 tarihinde Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: [burakkaraman16@hotmail.com](mailto:burakkaraman16@hotmail.com)

Telefon numarası: 0(533) 713 80 75