

KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERİN RETANSİYONUNDA
KULLANILAN FARKLI SİMANLARIN MARJİNAL SIZINTI,
GERİLME BAĞLANMA DAYANIMI VE MİKROBİYOLOJİK
KONTAMİNASYON AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hekimi Mhammad SALEH

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Yard. Doç. Dr. Simge TAŞAR FARUK

2019-LEFKOŞA

YDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: PROF. DR. Bengül YURDUKORU
Lefke Avrupa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: PROF. DR. Pervin İMİRZALIOĞLU
Adakent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: DOÇ. DR. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Yard. Doç. Dr. Simge TAŞAR-FARUK
Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliği, nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. Hüsnü Can BAŞER
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü



Scanned with
CamScanner

BEYAN

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

Mhammad SALEH

Teşekkür

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, dış hekimliğine ve hayata dairengin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim öncesi ve süresince, tüm tecrübelerini ve bilgisini benimle paylaşan, doktora tezimin şekillendirilmesini sağlayan, tezimin her aşamasında bana destek olan yol gösteren danışman hocam Yard. Doç. Dr. Simgе TAŞAR FARUK'a sonsuz teşekkür ederim.

Hayatım boyunca tüm kararlarda destek olup, inançlarını hiçbir zaman kaybetmeyen ve bugün bu noktada olmamı sağlayan bana başarıma gücü veren, hayatım boyunca bana sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan, varlığımı borçlu olduğum teşekkürlerin yetmeyeceği canım annem Dr. Rana ALHALLAK ve babam Dr. Omran SALEH en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmemiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
BEYAN	i
Teşekkür	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ	3
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Dental İmplantlar	7
2.2. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	8
2.3. İmplantların Sınıflandırılması	10
2.3.1. Kemikle olan İlişkinine göre İmplantlar	11
2.3.2. Üretildikleri Materyale göre İmplantlar	11
2.4. İmplant Destekli Protez Sınıflandırılması	12
2.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Abutment Tipleri	13

2.5.1. Abutment Üretiminde Kullanılan Materyaller	14
2.5.2. Üretim Şekillerine Göre Abutmentlar	16
2.6. İmplant Destekli Protezlerin Retansiyon Şekilleri	18
2.6.1. Vida Tutuculu Protezler	19
2.6.2. Siman Tutuculu Protezler	20
2.7. Rezin simanların sınıflandırılması	22
2.7.1. Rezin simanların polimerizasyona göre sınıflandırılması	22
2.7.2. Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması	26
2.8. Simante ve Vidal tutuculu implant Destekli Restorasyonların Karşılaştırılması	28
2.8.1. Pasif Uyum	28
2.8.2. Protetik Restorasyonların Sökülmesi	32
2.8.3. Periodontal Durum	32
2.8.4. Restorasyonun Dayanıklılığı	36
2.8.5. Oklüzal Kavramlar	38
2.8.6. İmplant Tedavisinin Planlanması	39
2.9. Dental simanların mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan mekanik testler	41

2.9.1. Bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi	41
2.9.2. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasnda Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	44
2.9.3. Mikrosızıntı	44
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	47
4. BULGULAR	60
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	68
6. KAYNAKLAR	87
7. EKLER	114

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
cm	Santimetre
dk	Dakika
°C	Santigrat derece
N	Newton
n	Sayı
pH	Hidrojen gücü
Kg	Kilogram
Sn	Saniye
CFU/mL	Colony-forming units / mililiter
CAD-CAM	Computer aided design- computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım- bilgisayar destekli üretim)

ŞEKİLLER

	Sayfa No
Şekil 3.1: Çalışmada kullanılan direkt abutment analogu	47
Şekil 3.2: Çalışma örneklerinin tasarımı	49
Şekil 3.3: Çalışma örneklerinin hazırlanması	50
Şekil 3.4: Gerilim bağlanma dayanım testi için restorasyon üzerine yerleştirilen halkalar	51
Şekil 3.5: Çalışmada tasarlanan 8 grup örnek	52
Şekil 3.6: Simantasyondan sonra 6 kg kuvvet uygulamak için özel olarak tasarlanmış hidrostatik basınç makinesi	54
Şekil 3.7: Gerilim bağlanma dayanımı testi düzeneği	55
Şekil 3.8: Çalışma gruplarının ve test protokolünün akış çizelgesi	57
Şekil 3.9: Mikrobiyolojik test için kullanılan restorasyon görüntüsü	59
Şekil 4.1: Marjinal sızıntı değerlendirmesinde kullanılan metal restorasyonun iç yüzeyinin stereomikroskop görüntüleri	62
Şekil 4.2: Marjinal sızıntı değerlendirmesi	63
Şekil 4.3: Her grup için karışık ve adeziv kırık insidansı	64

TABLULAR

	Sayfa No
Tablo 2.1: Polimerizasyon mekanizmalarına ve adeziv sistemlere göre bazı rezin simanların sınıflandırılması	24
Tablo 2.2. Siman ve vida retansiyonlu restorasyonların teknik komplikasyon oranları	31
Tablo 2.3. Siman ve vida retansiyonlu restorasyonların biyolojik komplikasyon oranları	34
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan simanlar	53
Tablo 4.1: Gerilim bağlanma dayanımının ortalama değerleri	61
Tablo 4.2: E coli için CFU'ların sayısının ortalama değerleri	65
Tablo 4.3: Tüm örneklerde izlenen bakteriyel kontaminasyon değerleri	66

ÖZET

İmplant Destekli Protezlerinde Retansiyonunda Kullanılan Farklı Simanların Marjinal Sızıntı, Gerilme Bağlanma Dayanımı ve Mikrobiyolojik Kontaminasyon Açısından Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2019.

Öğrencinin Adı: Mhammad SALEH

Danışmanı: Yrd. Doç. Simge TAŞAR FARUK

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı siman ile retansiyonu sağlanan implant destekli restorasyonların mekanik ve biyolojik açıdan karşılaştırılarak en ideal simanı bulmaktır. **Gereç ve Yöntem:** Bu çalışmada, tek kron ve üç üyeli köprü olarak sekiz adet çalışma grubu (n =14) hazırlanmıştır. Restorasyonlar üretildikten sonra farklı simanlarla (çinko fosfat, rezin, rezin ile modifiye cam iyonomer ve geçici) üretici firması önerileri doğrultusunda simante edilmiştir. Termal siklüs olarak yapay yaşlandırma yöntemi uygulanmıştır. Marjinal sızıntı değerlendirmesi için ise her bir gruptan 7 örnek, bazik fuksin sulu boya çözeltisine daldırılmıştır. Geri kalan modeller, mikrobiyolojik değerlendirme amacıyla *Escherichia coli* içeren süspansiyon içine konulmuştur. Son olarak hem marjinal sızıntı değerlendirmesi hem de mikrobiyolojik değerlendirme işlemlerine tabi tutulan tüm çalışma modellerine, gerilim bağlanma dayanım testi uygulanmıştır. Gerilim testi sonrasında ise, kırık modu (adeziv, koheziv veya karışık) değerlendirilmesi için stereomikroskopta kalitatif incelenme yapılmıştır. Restorasyon içinde bakteriyel varlığın tespit edilmesi için gerekli prosedürler uygulanmıştır. **Bulgular:** Köprü restorasyonların ortalama gerilme dayanımı (874 N), kronlarından (705 N) daha yüksek olarak bulunmuştur (p = 0.005). Çinko fosfat siman en yüksek gerilme bağlanma dayanımı değerini göstermiştir. Çinko fosfat simanın gerilme bağlanma dayanımını (1298 N), self-adeziv rezin siman (1027 N) ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer (646 N) takip etmiştir. Geçici siman ise en düşük retansiyon değerine (187 N) sahip olarak kaydedilmiştir. Çalışma örneklerinin % 80'inde marjinal sızıntı kaydedilmiştir; Çinko fosfat siman örneklerinde en yüksek mikrosızıntı insidansı saptanmıştır. Self-adeziv simanlar hariç tüm numunelerde bakteriyel kontaminasyon tespit edilmiştir. Adeziv rezin siman örneklerin kırık modlarının % 64'ünde adeziv başarısızlık tespit edilmiştir. **Sonuçlar:** Test edilen simanlar içinde self-adeziv rezin siman mekanik ve biyolojik açıdan, implant destekli sabit restorasyonların retansiyonunu sağlamak için en iyi siman olarak bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Marjinal adaptasyon, Gerilme bağlanma dayanımı, Dental implantlar, Marjinal sızıntı, Dental simanlar

ABSTRACT

Comparison of Marginal Leakage, Tensile Bond Strength and Microbiological Contamination of Different Cements Used to Retain Implant Supported Prosthesis. Near East University, Institute of Health Sciences, PhD Thesis, Lefkoşa, 2019

Student Name: Mhammad SALEH

Supervisor: Simge TAŞAR FARUK, DDS, PhD

Department: Prosthodontics

Purpose: Mechanical and biological comparisons of four different types of cement is done to determine the best cement for retaining implant-supported restorations by. **Materials and Methods:** One hundred sixty eight direct abutments were divided into 8 groups (n= 14). Hundred twelve single crowns and three-unit bridges were cemented according to the manufacturer's instructions. Thermal cycling was applied as an aging method. Seven samples randomly taken from each group and incubated in basic fuchsin dye for the marginal leakage evaluation. The other 7 samples incubated in ATCC 25922 *Escherichia coli* suspension. At the end of incubation periods, all of the samples underwent to tensile resistance test. Then fracture modes (adhesive, cohesive and mix) and marginal leakage were evaluated by using stereomicroscope. The restorations which had been incubated in the contaminated solution were submitted to microbiological analysis tests. **Results:** The mean of retention strength for the bridges (874 N) was higher than the crown samples (705 N) ($p = 0.005$). The mean of retention strength for each cement group was zinc phosphate = 1298, resin = 1027, resin modified glass ionomer = 646, and temporary cement = 187 N ($p \leq 0.0001$). Marginal leakage was recorded in majority of the study samples; the highest incidence was detected for ZM samples. The bacterial contamination detected in all samples except self-adhesive resin cement. The cement fracture was mostly adhesive in nature. **Conclusion:** Self-adhesive resin cement, according to the physical and mechanical properties and the performance is considered as best cement to permanently retain implant-supported restorations.

Keywords: marginal adaptation, Tensile strength, Dental implants, Marginal leakage, Dental cements

1. GİRİŞ

İnsan, tarih boyunca ortaya koyduğu buluşlarda, meydana getirdiği bilimsel incelemelerde, tabiatı örnek almış, onu taklit etmiş ve tabiata en yakın sonuçları elde etmeye çalışmıştır. Aynı yaklaşım diş hekimliği alanı için de geçerlidir (Álvarez-Arenal ve ark., 2017).

Eksik veya yetersiz diş varlığında oral fonksiyonların, hasta konforunun, görünüşünün ve sağlığının rehabilitasyonu protetik restorasyonlarla sağlanmaktadır (Simon ve Yanase, 2004). Kısa dişsiz boşluklara sabit protetik restorasyonlar ile, uzun dişsiz boşluklar ve/veya serbest sonlu vakalara hareketli bölümlü protezler ile, tam dişsiz hastalara ise total protezler ile kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon, estetik ve ağız sağlığı yeniden kazandırılır (Nogawa ve ark., 2016). Doğal dişler üzerine uygulanan sabit protezlerin, on yıllık süre içerisinde başarı oranının yaklaşık olarak %75 olduğu açıklanmıştır (Misch, 2015). Hareketli bölümlü protezlerin, başarı oranı 4 yılda %60 iken, 10 yılda %35 olarak izlenmiş, destek dişlerde meydana gelen problemlerin geri dönüşümlü olması 5 yılda %60 iken 10 yılda %80 olarak saptanmıştır (Misch, 2015). Ayrıca 10 yıl içinde destek dişlerin %44'ünde kayıplar ve ısırma etkinliğinde belirgin bir oranda azalma da kaydedilmiştir (Misch, 2015).

İmplant destekli protezler, konvansiyonel tedavilere alternatif olarak ortaya konulmuştur. Branemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasından günümüze kadar olan zamanda özellikle son yıllarda diş hekimliğinde implant destekli tedaviler hızla gelişmiş, bölümlü ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yer edinmiştir (Misch, 2015). Uygulanan implantlarda amaç, implant ile canlı ve sağlıklı kemik dokusu arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel birleşmenin, yani osseointegrasyonun sağlanabilmesidir (Nogawa ve ark., 2016). Günümüzdeki dental implant uygulamaları, diş eksikliklerinin sabit protezlerle tedavi edileceği olgularda

komşu dişlerde preparasyon gerektirmeden kullanılabilen veya hareketli protezlerde retansiyon ve stabiliteyi arttırmaya yönelik uygulanabilen bir tedavi seçeneğidir (Misch, 2015).

Dental implantların son 5 yılda başarı oranının %90'a ulaşması toplum tarafından büyük kabul ve talep görmesini sağlamıştır (Firidinoğlu, 2009). Diş eksikliklerinin, implant destekli sabit protezler ile restorasyonunun, fonksiyonel ve estetik açıdan bazı zorlukları olabilmektedir. Osseointegrasyon ve implantın yüklenmesi dışındaki faktörler de protetik restorasyonların başarısını etkileyebilmektedir. Bu gereksinimler saptanırken vakaya uygun implant tipi, retansiyon yöntemi ve siman çeşidi gibi çeşitli faktörler de göz önünde bulundurulmalıdır (Firidinoğlu, 2009). Siman seçimi, implant destekli restorasyonların başarısı için birinci önemli faktör olarak gösterilmektedir (Pan ve ark., 2006). İdeal siman, protetik restorasyonun normal kullanım sırasında restorasyonun gevşemesini önlemek için yeterli retansiyon ve marjinal sızdırmazlık sağlamalıdır (Michalakakis ve ark., 2003). Simanla yapıştırılan implant destekli sabit protezlerin tutuculuğunda birçok faktör etkilidir. Bu faktörler; dayanakların (abutment) aksiyal duvar eğimleri, serviko-oklüzal yükseklikleri, mesiodistal genişlikleri, bukkolingual kalınlıkları ve abutmentlerin yüzey alanı olarak sıralanabilir (Misch, 2015). Abutmentlerin yüzey alanı genişliği, yüzey yapısının özellikleri, destek yüzeylerinin birbirine paralelliği ve yapıştırma için kullanılan simanın tipi simante (sistem) implant destekli sabit protezlerin tutuculuğu ile yakından ilişkilidir. Ancak, kullanılan yapıştırma simanının tipi ve partikül büyüklüğü mekanik retansiyon elde etmek için uygun olmalıdır. Rezin esaslı yapıştırma simanı, cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman kronların ve sabit bölümlü protezlerin simantasyonunda günümüzde klinik olarak en yaygın kullanılan yapıştırma ajanlarıdır (Michalakakis ve ark., 2003). Simanlar daimi ve geçici olarak sınıflandırılmaktadır. Çinko fosfat, daimi simanların retansiyon özelliklerini karşılaştırmak için yapılan çalışmalarda sıklıkla bir standart

olarak kullanılmaktadır (Michalakakis ve ark., 2003). Maeuyama ve arkadaşları (Maeyama ve ark., 2005; Kappel ve ark., 2017) tarafından yapılan in vitro çalışmaya göre, kompozit rezin ve rezinle modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomer ve çinko oksit simanlar ile karşılaştırıldıklarında en yüksek bağlanma dayanımını göstermişlerdir. Bu nedenle, rezinle modifiye cam iyonomer ve kompozit rezin siman, implant destekli sabit restorasyonlar için daimi siman olarak kullanılabilir. İmplant destekli sabit restorasyonlar üzerine yapılan başka in vitro çalışmada (Pan ve ark., 2006), rezin simanın, çinko fosfat ve çinko oksit simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanım değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir. Protezler oral ortamda tekrarlanan çiğneme kuvvetlerine, sıcaklık değişimine ve yüksek neme maruz kalmaktadır. Bu faktörler siman çözünürlüğüne ve restorasyonun marjinal sızıtısına neden olabilmektedir (Maeyama ve ark., 2005; Kappel ve ark., 2017). Bu yüzden simanın çözünürlüğü sonucu marjinal boşluk oluşumu, mikroorganizma birikimi ve implant çevresindeki dokunun inflamasyonuna neden olabilir (Jugdev ve ark., 2014). Simanın retansiyonunu değerlendirmek için ağız içi koşulları taklit eden test koşulları göz önüne alınmalıdır (GaRey ve ark., 1994). Garey ve arkadaşları, (GaRey ve ark., 1994) oklüzal yönde yüklemenin ve termal siklusun kombine etkisinin, oral kaviteyi taklit etmek için bu iki yöntemi ayrı ayrı kullanmaktan daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir. Gerilim bağlanma dayanımı değerlendirilen in vitro çalışmalarda (Maeyama ve ark., 2005; Kappel ve ark., 2017), siman tipi ve marjinal sızıntı gerilim bağlanma dayanımını etkileyen bir faktördür. İmplant destekli restorasyonların uyumu ve yeterli tutuculuğu sağlayabilen siman bulmak amacı ile yapay yaşlandırma ile yaşlandırılan farklı simanların gerilim bağlanma testini kullanmak tercih edilmiştir.

Sabit protetik restorasyonlarda, abutment üzerine simante edilecek üst yapının üretimi için kullanılan ölçü materyallerinin, alçının, mumun, metalin ve seramiğin boyutsal değişimi gibi faktörler sebebiyle restorasyonun pasif

uyumu sağlanamayabilir, servikal kısımda küçük boşluklar oluşabilir. Bunun sonucunda ise servikal bölgede oluşacak boşluklardan implantın iç kısmına bakteri nüfuz edebilmektedir (Koç ve ark., 2016). Restorasyonun retansiyon yöntemi de pasif uyumu etkileyebilmektedir. İmplant destekli restorasyonun tipi, konturu ve retansiyon yöntemi implantın yerini ve açılanmasını etkileyecektir. Bu faktörler implant yerleştirilmeden önce belirlenmelidir (Papadimitriou ve ark., 2014; Silva ve ark., 2014). İmplant destekli sabit protezlerin üst yapıları retansiyon yöntemine göre vida ve siman retansiyon yöntemi olarak iki ana kategoride incelenebilir. Simanla retansiyon yönteminde üst-yapı ve abutment siman ile birbirine yapıştırılmaktadır (Michalakis ve ark., 2007; Gjelvold ve ark., 2016). Siman ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda kullanılan siman, restorasyon ve abutment arasında oluşan boşluğu doldurabilmektedir (Lee ve ark., 2013). Fakat restorasyon ile abutment arasındaki boşluk fazla ise simanın dış ortam ile temas alanı geniş olacaktır ve ağız sıvıları sebebiyle simanın çözünürlük oranı artacaktır (El-Helbawy ve ark., 2016). Böylelikle implantın iç kısmına bakteri invaze olup, biyolojik komplikasyonlara daha çok rastlanılacaktır (Koç ve ark., 2016). Ek olarak simanın çözünürlüğü sonucu, pasif uyumu olmayan restorasyonların gerilim bağlanma dayanımının belirli oranda azaldığı belirtilmiştir (Jugdev ve ark., 2014; El-Helbawy ve ark., 2016).

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı siman ile retansiyonu sağlanan implant destekli metal üst yapıların marjinal sızıntısını, gerilme bağlanma dayanımını ve mikrobiyolojik kontaminasyonunu karşılaştırarak implant destekli restorasyonların retansiyonunu ve en az sızıntıyı sağlayabilen en ideal simanı bulmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Günümüzde diş eksikliklerinin protetik rehabilitasyonunda, implant uygulamaları sıklıkla tercih edilen bir tedavi yaklaşımıdır. Estetik diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte hastalar, diş eksikliklerinin, hareketli protezler yerine implant destekli sabit protezlerle rehabilitasyonunu talep etmektedirler (Misch, 2015).

2.1. Dental İmplantlar

İmplant; kelime anlamı olarak fonksiyon amacıyla vücut içerisine ve canlı dokulara yerleştirilen cansız maddeler olarak tanımlanabilir. Dental implantlar ise kemiğin içine, üzerine yada mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır (Simon ve Yanase, 2004).

1809 yılında *Maggiolo*, altın materyaline diş kökü şekli vererek çekim soketine yerleştirmiş ve doku iyileşmesi tamamlandıktan sonra, altın alt yapıların üzerine kron restorasyonu yaparak kemik içi implantları tarihte uygulayan ilk kişi olmuştur (Misch, 2015).

1937 yılında *Miller* kemik üzerine ve periosteum altına yerleştirilen, krom-kobaltdan yapılmış olan ilk subperiosteal implantı tanımlamıştır (Misch, 2015; Demirdjan, 1998). 1940 yılında Gustov Dahl ise bu implantı geliştirerek ilk defa hasta ağzına yerleştirmiş ve patentini almıştır (Misch, 2015; Demirdjan, 1998).

Branemark'ın 1960'ların başında köpeklerde yaptığı çalışmada, yumuşak ve sert dokularda hiçbir reaksiyon olmaksızın on yıllık implant entegrasyonunun sağlandığını rapor etmiş ve böylece sabit protetik restorasyonlar için implant uygulamalarının yolu açılmış ve bilimsel olarak kabul görmüştür. Branemark felsefesi ile insanlarda klinik implant çalışması 1965'te başlamış ve on yıllık takip sonucu 1977'de yayınlanmıştır (Brånemark ve ark., 1977). Ankiloz yerine osseointegrasyon terimi ilk kez

Branemark tarafından öne sürülmüş ve ışık mikroskobu büyütmesinde görülen kemik-implant doğrudan teması osseointegrasyon olarak adlandırmıştır. Günümüzdeki dental implant uygulamaları, diş eksiklerinin sabit protezlerle tedavi edileceği olgularda komşu dişlerde preparasyon gerektirmeden kullanılabilen veya hareketli protezlerde retansiyon ve stabiliteyi artırmaya yönelik uygulanabilen bir tedavi seçeneğidir (Schoenbaum ve ark., 2013). İmplant endikasyonu ve planlamasının doğru yapılması, hastanın sert ve yumuşak dokularının implant tedavisi için uygunluğu, doğru cerrahi yaklaşım, implant materyalinin uygun özelliklere sahip olması, uygulanacak protetik tedavilerin planlama ve uygulamasının doğru yapılması, uygun zamanda yükleme ve postoperatife özen, başarıyı etkileyen faktörler arasındadır (Papadimitriou ve ark., 2014).

2.2. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Alışılmış protetik tedavi ile sonuç alınamayacak vakalar için rahatlıkla önerilebilen bir yöntem olan osseointegre implant uygulamaları, yaş ve cinsiyet ayrımı olmaksızın bazı kontrendike durumlar dışında bütün bireylerde kullanılabilir. Genel olarak, aşağıdaki endikasyonlara sahip hastalar implantlar için en uygun hastalardır (Ferreiroa ve ark., 2015; Misch, 2015; Álvarez-Arenal ve ark., 2017);

- Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olması
- Hareketli protezin stabilitesinin olmaması
- Hareketli protezin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık
- Hareketli protez kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi
- Hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- Sabit protezlerde kullanılacak dayanak bulunmaması

- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri, diş agenezisi

İmplant uygulamalarının pahalı olması, özel araç gereç ve uzmanlık gerektirmesi, hastaların beklentileri ve anatomik koşullarının göz önünde bulundurulması, planlamanın kusursuz olmasını gerektirmektedir. Dental implantların kontrendikasyonları (Ferreiroa ve ark., 2015; Misch, 2015; Álvarez-Arenal ve ark., 2017) ise aşağıdaki gibidir:

- Diş ve alveolar kemik hastalıkları
- Oklüzyon ve artikülasyon disfonksiyonları
- Anatomik oluşum malformasyonları
- Periodontal hastalıklar
- Rezidüel ağız mukozası hastalıkları
- Osteomyelit
- Kemik hacminin yeterli olduğu durumlar
- Tempromandibular eklem disfonksiyonu
- Bruksizm
- Yetersiz ağız hijyeni

İmplantasyon düşünülen hastalarda her şeyden önce tedavi planını değiştirebilecek, uygulamayı engelleyecek ya da başka farklı önlemler alınmasını gerektirecek sistemik bir rahatsızlığın olup olmadığının araştırılması şarttır. Sistemik hastalıklar değerlendirilirken uzman hekimlerin konsültasyonuna da başvurulması implant uygulamasının başarısını olumlu yönde etkilemektedir. Söz konusu rahatsızlıklar şöyle sıralanabilir (Ferreiroa ve ark., 2015; Misch 2015; Álvarez-Arenal ve ark., 2017):

- Kemik hastalıkları,
- Endokrin sistem hastalıkları,

- Romatizmal hastalıklar,
- Kardiyovasküler sistem hastalıkları,
- Kronik böbrek hastalıkları,
- Sinir sistemi hastalıkları,
- İmmün sistem hastalıkları,
- Baş ve boyun bölgesine radyoterapi uygulanması,
- Solunum sistemi hastalıkları,
- Allerjik hastalıklar,
- Diyabet ve hipertansiyon gibi kronik hastalıklar,
- Psikiyatrik hastalıklar

Dişsiz alanın uzunluğu, dişsiz alana komşu aynı arktaki dişlerle ilişkisi ve dişsiz bölgenin karşıt arka olan ilişkisi, implantın ağız içindeki yerleşiminin protetik açıdan belirlenmesinde etkili kriterlerdendir (Nogawa ve ark., 2016). Tam dişsiz olgularda, parsiyel dişli olgularda ve tek diş eksikliği olgularında, protezi taşıyan yapıların nitelik ve nicelik olarak yetersiz olduğunun düşünüldüğü durumlarda implant endikasyonu konulur. Fonksiyonel ağız içi kuvvetler sebebiyle protez stabilizasyonunun yetersiz olduğu ya da estetik sorunlardan kaynaklanan problemlerin mevcudiyeti de implantın tercih nedenlerindedir (Nogawa ve ark., 2016).

2.3. İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar, kemikle olan ilişkilerine göre ve üretildikleri materyale göre sınıflandırılmaktadır (Galindo-Moreno ve ark., 2015).

2.3.1. Kemikle olan İlişkinine göre İmplantlar

Dental implantlar kemikle olan ilişkisine göre; subperiostal, endosseöz ve transmandibular olmak üzere üç genel kategoriye ayrılmaktadır (Misch, 2015).

Subperiostal implantlar, hastanın çene ölçülerine göre iskelet olarak hazırlanan ve osseointegrasyon oluşturmeyen implant türleridir. Endosseöz altyapı yerleştirmek için yeterli kemik yüksekliği olmayan atrofik çenelerde uygulanmaktadırlar (Álvarez-Arenal ve ark., 2017).

Endosseöz implantlar, en sık kullanılan ve osseointegrasyon prensibine dayanan implantlardır. Pin, silindirik vida veya silindirik sepet şeklinde çeşitli endosseöz implantlar geliştirilmiştir (Álvarez-Arenal ve ark., 2017).

Transmandibular implantlarda, osseointegrasyon oluşmamaktadır. Zimba tarzında implantlardır ve genellikle anterior bölgede uygulanmaktadırlar (Álvarez-Arenal ve ark., 2017).

2.3.2. Üretildikleri Materyale göre İmplantlar

Metal implant ve protez, çeneye yüksek kuvvet gelen alanlarda, kullanım olanağı sağlayabilecek yapı ve mekanik güce sahiptir (Aspalli ve ark., 2015). Dolayısıyla, altın, gümüş, alüminyum, porselen ve birçok farklı materyaller, implant üretimi için kullanılan materyaller arasındaydı. Bu materyallerin çoğu, canlı dokular tarafından reddildiği ve fibröz yapılarda inflamasyona neden olduğu için artık günümüzde kullanılmamaktadır. Günümüzde dental implantlar; titanyum, seramik ve polimer olmak üzere üç ana grupta üretilmektedir (Misch, 2015). İmplantın biyouyumluluğunu ve osteojenik kapasitesini geliştirmek için farklı stratejiler mevcuttur. Bu stratejiler, inorganik mineral kaplaması, plazma sprey ile yapılan yüzey modifikasyonları gibi stratejilerdir. Tüm bu

stratejilerin ardındaki amaç, implant yüzeyinin kemik hücreleri tarafından kabul edilebilirliğini artırmak ve bu yolla dokular ve implant arasındaki entegrasyonunun hızlı oluşumunu sağlamaktır (Tonetti, 1999).

2.4. İmplant Destekli Protez Sınıflandırılması

Sabit Protez-1: Eksik dişin yalnız anatomik kronunu yerine koyar. Sert ve yumuşak doku kaybı minimumdur. Kemik implantın doğal diş köküne yakın pozisyonda yerleştirilmesine izin verir. Anterior bölgede en çok tercih edilen planlamadır (Bhargava ve ark., 2016).

Sabit Protez-2: Doğal dişin anatomik kronuyla birlikte kökünün de bir kısmını yerine koyar. Doğal dişin mine-sement sınırına göre kemik hacmi ve topografisi daha apikalde yer alır ve SP-1 proteze göre implant vertikal yönde daha farklı biçimde yerleştirilmektedir. Bu restorasyonlar kemik kaybı ve dişeti çekilmesi olan dişlere benzemektedir (Bhargava ve ark., 2016).

Sabit Protez-3: Doğal dişlerle birlikte bir parça yumuşak doku da yerine konmaktadır. Kemik miktarı, rezorpsiyon ya da implant yerleştirilmesi sırasındaki osteoplasti sonucu azalmaktadır (Bhargava ve ark., 2016).

Hareketli Protez-4: Tamamen implant ya da tamamen diş destekli hareketli protez şeklindedir (Bhargava ve ark., 2016).

Hareketli Protez-5: İmplant ve yumuşak doku desteğini içeren hareketli protezdir (Bhargava ve ark., 2016).

Tedavisi öncesi implant endikasyon ve planlamasının doğru yapılması implantın tedavisinin başarısı açısından çok önemlidir. Bunun için yapılması gereken ise doğru bir diagnozdur. Hastanın sert ve yumuşak

dokularının implant tedavisi için uygunluęu dikkatlice incelenmeli, dokularda herhangi bir patoloji olup olmadıęı saptanmalıdır. İmplant yerleřtirilmesi dūřünūlen bōlgenin deęerlendirilmesi, iyi bir klinik deęerlendirme ve radyolojik deęerlendirme ařamalarından oluřur (Misch, 2015; Nogawa ve ark., 2016).

2.5. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Abutment Tipleri

Abutment, implantın ağız ortamına aēılan bōlümüdür. Günümüzde birēok abutment ēeřidi mevcuttur. İmplant destekli protezlere tutuculuk, desteklik ve ideal bir ēıkıř profili sağlamak amacıyla kullanılır (Misch, 2015).

Abutmentler genel olarak iki gruba ayrılırlar:

Geēici abutmentler, geēici restorasyonların yapımına uygun olarak üretici firmalar tarafından titanyum ya da plastikten üretilirler. İmplant destekli geēici restorasyon, cerrahi işlem sonrası iyileşme döneminde yumuşak dokuların ideal bir biēimde şekillenmesine yardımcı olmak için kullanılır (Binon, 2000).

Daimi abutmentler, yapılacak olan final restorasyona destek için kullanılırlar (Misch, 2015). Daimi abutmentler; implant-abutment bağlantı tasarımına, kullanılan materyale, üretim şekline ve yapılacak olan restorasyonun türüne göre değişir. Bu bağlantının, implantın ağız ortamındaki uzun dönem prognozunu belirleyen önemli bir unsurdur (Krennmair ve ark., 2011). İmplant destekli protetik restorasyonlarda en sık görūlen problemin abutment vidasının gevşemesi ve kırılması olduğu bildirilmiştir (Krennmair ve ark., 2011). Bu tür komplikasyonları önlemek için farklı implant-abutment bağlantı tasarımları geliştirilmiştir. Günümüzde genellikle abutmentin implanta bir vida ile tutunduğu vidalı implant-abutment bağlantısı kullanılmaktadır (Krennmair ve ark., 2011). Bunun yanı sıra ‘morse taper’

olarak isimlendirilen; abutment ile implant arası bağlantının vidasız, bağlantı yüzeyleri arasındaki sıkışma ve sürtünme ile gerçekleştiği sistemler de mevcuttur (Binon, 2000). İmplant ve abutment birleşimindeki tasarım farklılıklarından bir diğeri de abutmentin implanta, internal ya da eksternal geometri aracılığıyla bağlanmasıdır (de Barros Carrilho ve ark., 2005).

Abutmentlar, bağlanma prensibine göre internal ve eksternal bağlantı sistemleri olarak 2 gruba ayrılmıştır ve rotasyonu önlemek için; altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilirler. Bu geometrik şeklin vertikal uzunluğu, koniklik açısı gibi özelliklerinin bağlantının direncini etkilediği bildirilmiştir (Krennmair ve ark., 2011).

2.5.1. Abutment Üretiminde Kullanılan Materyaller:

Abutment üretiminde temel olarak, metaller ve seramikler kullanılmaktadır. Titanyum abutmentlar; biyolojik uyumu, korozyona direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeniyle abutment üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır (Linkevicius ve Apse, 2008).

Titanyum abutmentlar; ticari saf titanyum veya titanyum alaşımından üretilebilirler. Ticari saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri birbirinden farklı 4 tipi bulunmaktadır. Materyalin mekanik özelliklerinin, yapıya eklenen küçük miktarlardaki oksijen ve demirden etkileneceği bildirilmiştir (Andreiotelli ve ark., 2009). Bu eklentiler dikkatle kontrol edilerek istenilen klinik duruma uygun 4 farklı tipte ticari saf titanyum üretilmiştir. Tip 1'den tip 4' e gidildikçe malzemenin mekanik dayanımı ve sertliği artmaktadır (Linkevicius ve Apse, 2008).

Titanyum alaşımı; tip 5 titanyum olarak da adlandırılır. Alaşım; % 6 alüminyum, % 4 vanadyum, % 0.25 demir, % 0.2 oksijen ve % 88-90 oranında titanyumdan oluşur (Linkevicius ve Apse, 2008). Titanyum-alüminyum-

vanadyum (Ti-6Al- 4V, Ti6Al4V veya Ti-6-4) alaşımının, diğer metalik biyomateryaller ile karşılaştırıldığında, biyolojik açıdan uyumlu ve mekanik dayanımının yüksek olduğu bildirilmiştir. Titanyum alaşımının, ticari saf titanyuma göre birincil avantajının ise mekanik dayanımı olduğu belirtilmiştir (Linkevicius ve Apse, 2008). Titanyum alaşımı sahip olduğu üstün mekanik özellikler nedeniyle özellikle molar bölge implantlarda, hekimler tarafından ilk abutment seçeneği olarak değerlendirilmektedir.

Zirkonya abutmentler, düşük ısı iletkenliği, estetik oluşu, frezelenebilmesi, biyolojik uyumu, yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı diş hekimliğinde giderek daha yaygın bir kullanım alanı bulmasını sağlamıştır (Adatia ve ark., 2009).

Abutment seçiminde estetik gereksinimler iyi değerlendirilmelidir. Zirkonya abutmentler, titanyum abutmentlerin estetik dezavantajlarını yok etmek amacıyla kullanıma sunulmuştur (Adatia ve ark., 2009).

Ti-base abutmentler, en güncel abutment tasarımlarından bir diğeridir. Özellikle estetik gereksinimin yüksek olduğu bölgelerde, Ti-base abutmentler üzerine şekillendirilen restorasyonların, gerek mekanik gerekse de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Kelly ve Rungruanganunt 2016; Conejo ve ark., 2017). Buna ek olarak; zirkonya abutmentlerin aksine implant ile bağlanan kısmın titanyum oluşu nedeniyle yapının mekanik dayanımının yüksek olduğu belirtilmiştir (Conejo ve ark., 2017; Fadanelli ve ark., 2017). Ti-base abutmentlerin en önemli avantajları arasında; uygulama ve üretim kolaylığı sayılabilir (Conejo ve ark., 2017). Ti-base kişiye özel restorasyonların veya abutmentlerin, tasarım ve üretimi hekim tarafından CAD-CAM sistemleri kullanılarak yapılabilir. Ti- base abutmentlerin dezavantajı ise implant çevresi yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu veya implantların derin yerleştirildiği olgularda abutment boyunun gerekli tutuculuğu sağlamak için kısa kalmasıdır (Ferrari ve ark., 2016). Ayrıca estetik

gereksinimin arttığı ve bukkal-lingual mesafenin daraldığı implant destekli alt ön bölge restorasyonlarda Ti-base abutment yerine zirkonya abutment kullanımının daha estetik sonuçlar vereceği belirtilmiştir (Ferrari ve ark., 2016).

İmplant yerleşiminin yüzeyel ve dişeti kalınlığının ince olduğu vakalarda; titanyum abutmentin dişetinden yansıyan metal rengi estetiği olumsuz etkileyebilir. Böyle durumlarda, zirkonya abutment kullanımı ile daha estetik sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (Glauser ve ark., 2004). Yapılan çalışmalarda; zirkonyanın, titanyum ile karşılaştırıldığında daha az plak akümülyasyonuna sahip olduğu ve de klinik takiplerde kısa dönemde zirkonya abutmentlerde kırıkla ilgili bir komplikasyonun yaşanmadığı bildirilmiştir (Linkevicius ve Apse, 2008). Bununla birlikte in-vitro çalışmalarda titanyum abutmentlerin kırılma dayanımının zirkonya abutmentlerden yüksek olduğu bildirilmiştir (Linkevicius ve Apse, 2008; Hahnel ve ark., 2015) .

2.5.2. Üretim Şekillerine Göre Abutmentler

Prefabrike abutmentler, üretici firma tarafından genellikle titanyum veya zirkonyadan üretilen fabrikasyon abutmentlerdir. Prefabrike abutmentler, hazırlanacak olan sabit protetik restorasyona uygun bir çıkış profili ve yeterli retansiyonu sağlamak amacıyla diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilerek kullanılırlar. Zaman içerisinde üretici firmalar, abutment tasarımlarını geliştirerek, restorasyonun doğal konturlarına uygun daha iyi bir çıkış profili sağlayan estetik abutmentleri kullanıma sunmuşlardır (Misch, 2015). Prefabrike abutmentler, implantın yerleşiminden kaynaklanan açılal problemleri çözmek amacıyla çeşitli açılarda üretilebilmektedirler. Üretici firmaların büyük bir kısmı; standart prefabrike abutment ve açılal abutment olmak üzere 2 farklı prefabrike abutment seçeneği sunmaktadır. Prefabrike abutmentler, genellikle daha düşük maliyetli oldukları, hasta başında modifiye

edilebildikleri ve ölçü alma işlemleri daha kolay olduğu için tercih edilirler. Ancak, bazı vakalarda istenilen çıkış profilinin prefabrike abutmentlar ile elde edilebilmesi mümkün olmayabilir (Misch, 2015). Prefabrike abutmentların kullanımı, ideal bir implant yerleşimi gerektirir. İmplant yerleşiminin ve açıldırılmasının ideal olmadığı durumlarda; estetik problemlerin yanı sıra gerekli retansiyon ve stabilitenin sağlanmasının da güç olacağı belirtilmiştir (Grossmann ve Madjar, 2002).

Kişiyeye özel abutmentlar; yetersiz interoklüzal mesafe, implantın açılma problemleri ve de ideal bir çıkış profili sağlamak için dişlerin ve yumuşak dokunun orijinal kesitlerinin taklit edilmesi gereken durumlarda tercih edilir. Kişiyeye özel abutment üretimi dikkatle yapılması gereken maliyetli bir laboratuvar işlemidir (Grossmann ve ark., 2006). Kişiyeye özel abutment üretimi için geleneksel yöntemler veya CAD-CAM sistemleri kullanılabilir. CAD-CAM sistemi ile abutment üretiminde genellikle zirkonya veya titanyum bloklar tercih edilmektedir (Marchack ve ark., 2007). Günümüzde kişiyeye özel abutment üretimi için implant üreticisi firmaların önerdiği sistemler; Nobel Procera (Nobel Biocare, Goteborg, İSVEÇ), Straumann CARES (Straumann, Basel, İSVİÇRE), Bella Tek Encode (BIOMED 3i, Florida, ABD) ve Atlantis (Dentsply- Sirona, New York, ABD)' dir (Misch 2015) (Marchack ve ark., 2007).

2.6. İmplant Destekli Protezlerin Retansiyon Şekilleri

İmplant tedavi planlaması implant cerrahi olarak yerleştirmeden önce, restorasyon tipi, konturu ve retansiyon yöntemi belirlenerek yapılmalıdır (Papadimitriou ve ark., 2014).

İmplant destekli sabit restorasyonlar retansiyon yöntemine göre iki ana kategoride incelenebilir (Michalakis ve ark., 2003):

1. Vida retansiyonu: Üst yapının retansiyonunun sağlanması için vida kullanılır.

2. Siman retansiyonu: Protez veya üst yapının retansiyonunun sağlanması için siman kullanılır.

2.6.1. Vida Tutuculu Protezler

Vida tutuculu protezler arzulan oklüzyon ve estetiğin geri kazanılabilmesi için geliştirilmiş sistemlerdir. Vida retansiyonlu protezlerde, retansiyon vida ile mekanik olarak sağlanmaktadır. Bu tip restorasyonlarda vidanın giriş yuvası posterior dişlerin oklüzal yüzeyinde bulunurken, anterior dişlerin singulumunun üstünde bulunmaktadır (Michalakos ve ark., 2003).

İnteroklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda tutuculuğun vida ile sağlanabilmesi, implant-abutment bağlantısında veya vidada bir problem meydana geldiğinde hekimin üst yapıya zarar vermeksizin protezi çıkarabilmesi, sulkusta siman kalma riskinin olmaması ve moment kuvvetlerinin az olması, vida tutuculu implant-üstü protezlerin avantajlarından biridir (Misch, 2015). Restorasyonun fonksiyonel hareketleri esnasında, minimal hareketlerin engellenmesi ve abutmentin tam adaptasyonu için vida yeterli derecede sıkıştırılmalıdır (Lee ve ark., 2013). Bazı durumlarda, vida üzerine uygulanan çok fazla sıkıştırma kuvvetine bağlı olarak implant sistemi ve çevresindeki dokular zarar görebilmektedir. Buna bağlı olarak, mekanik ve biyolojik komplikasyonlar meydana gelebilmektedir (Lee ve ark., 2013; Misch 2015)

Oklüzal yüzeyde hazırlanan vida yuvasının estetik olarak problem yaratması, vida yuvası nedeniyle ideal bir oklüzal yüzey

hazırlanamaması, maliyetin yüksek, klinik ve laboratuvar işlemlerinin zor olması ise vida retansiyonlu protezlerin dezavantajlarından (Misch, 2015).

2.6.2. Siman Tutuculu Protezler

Simanla retansiyonu sağlanan implant destekli sabit protezlerde ideal retansiyon için konvansiyonel prensipler takip edilmelidir (Chee ve Jivraj, 2006). Bu prensipler doğrultusunda oklüzal düzlem ile kemik arasındaki mesafe en az 8 mm olmalıdır. Bu mesafe içinde 5 mm abutment yüksekliği, materyal dayanıklılığı için abutment üstünde kalan 1 mm oklüzal kalınlık ve 1 mm subgingival kenarın da içinde olduğu 2 mm bağlantı epiteli bulunmalıdır (Bernal ve ark., 2003; Chee ve Jivraj 2006; Shah ve ark., 2017).

Abutmentin yüzey alanı retansiyon için önemli bir faktördür. Yüksekliği aynı olan abutmentlerin, yüzey alanı ile doğru orantılı olarak retansiyonları da artmaktadır (Nematollahi ve ark., 2016). Bu amaçla abutmentlerin yüzey alanının artması için vidanın giriş kısmındaki bir yüzey yatay olarak kesilebilmektedir (Emms ve ark., 2007; Nematollahi ve ark., 2016). *Biyania* ve arkadaşları (Biyani ve ark., 2015) abutmentin vida giriş kısmına metal bir uzantı ekleyerek özel bir tasarım yapmışlardır. Yapılan tasarım ile vida giriş kısmına simanın daha iyi yerleştirildiği ve bu eklentinin daha güçlü bir retansiyon sağladığı sonucuna varılmıştır.

Wadhawani ve *Chung'un* (2013) yaptığı bir çalışmalarında, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi kullanılarak zirkonyadan abutmentler üretmişler ve abutment üzerine 20 mikron çapındaki enjektörün 4 mm uzunluğundaki ucu kesilerek yerleştirilmiştir. Bunun sonucunda yapılan çalışma sayesinde yerleştirilecek olan kron ile simanın retansiyonlarının artırıldığı bildirilmiştir. Her iki çalışmada (Wadhawani ve ark., 2012; Wadhawani ve Chung 2013) modifikasyonla vida

odasında hava boşluğu ekartasyon ile siman retansiyonunun geliştirilmiş olduğu düşünülmektedir.

Köprü ayağı olarak kullanılacak simante implantlarda abutmentlerin paralelliği çok önemlidir. Abutmentlerin birbiriyle olan açısı 30 dereceden az ise açılı abutment kullanılmalı veya abutmentin proteze girişini sağlamak için abutment yüzlerinden birisi kesilmelidir (Bernal ve ark., 2003; Farzin ve ark., 2014). Abutmentlerin birbiriyle olan açısı 30 dereceden daha fazla ise siman retansiyonu yerine vida ile retansiyon yöntemi kullanılmalıdır (Bernal ve ark., 2003; Farzin ve ark., 2014).

Simante implantlarda ise retansiyon yönteminde üst-yapı ve abutment siman ile birbirine yapıştırılmaktadır. Geçmişten günümüze kadar, çinko-fosfat, çinko oksit öjenol, silikat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar gibi birçok farklı siman diş hekimliği pratiğinde değişik amaçlarla kullanılmıştır (O'Brien, 2002, s133).

Geleneksel simanlar ve rezin simanlar implant destekli sabit protezlerin simantasyonunda daimi siman olarak kullanabilmektedir (Nejatidanesh ve ark., 2012). Cam iyonomer siman gibi yarı-daimi simanların kullanıldığı vakalarda protezin sökülmesi daha kolay olabilmektedir (Kim ve ark., 2015). Çinko-fosfat siman yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasına rağmen ağız sıvılarından çabuk etkilenir ve buna bağlı olarak polikarboksilat simana göre yüksek kuvvetlere karşı daha dayanıksızdır (O'Brien, 2002, s135). Buna karşı bakteriyostatik özellik gösteren cam iyonomer simanların kolay uygulanmalarına karşın kolay çözünmeleri ve nemden kolaylıkla etkilenmeleri gibi dezavantajları vardır. Bütün bu simanlar ayrı ayrı incelendiklerinde ideal bir siman materyalinin olmadığı, her biri için farklı endikasyonları olduğu görülmektedir (Manso ve ark., 2011).

Wolfart ve arkadaşları (2006) öjenol içermeyen çinko oksit, çinko fosfat, cam iyonmer, polikarboksilat ve rezin simanları karşılaştırmışlar ve polikarboksilat simanın implant destekli vakalardaki üst-yapıları diğer simanlara kıyasla daha güçlü bağladığını belirtmişlerdir. *Nematollahi* ve diğerleri (2016), implant destekli sabit protezlerde çinko fosfat simanın yeterli tutuculuğu sağladığını göstermişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada metal ile kimyasal bağlanmadığı için artık simanın temizlenebilirliğinin kolay olduğu bildirilmiştir.

Literatürde protezin sökülmesi gereken durumlarda öjenol içermeyen akrilik esaslı siman ve öjenol içermeyen rezin simanın geçici siman olarak kullanılabileceğini bildiren çalışma da mevcuttur (Kapoor ve ark., 2016). Simanla retansiyonu sağlanan restorasyonlarda, birkaç çiğneme hareketinden sonra protezin marjinal bölgesinden % 3,7 ila % 9.8 oranında siman kaybı görülebilmektedir; özellikle restorasyonun kolayca sökülebilmesi amacıyla geçici simanla retansiyonu sağlanan vakalarda siman kaybı daha hızlı olmaktadır (Nedir ve ark., 2006). Rezin simanların; yüksek bağlanma direnci göstermesi, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması, çözünürlüğünün düşük olması ve elastik modülünün yüksek olması gibi diğer simanlardan ayrılan üstün özellikleri vardır (Stamatacos ve Simon, 2013).

Rezin simanın yapısı; BIS-GMA veya daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine karşı dirençli olan üretan dimetakrilat benzeri organik polimer matriks ve içerisinde dağılmış olarak bulunan kuartz, borosilikat cam, zirkonyum, baryum, stronsiyum, iterbiyum, lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller ile bu iki yapı arasındaki adezyonu sağlayan ara fazdan oluşmaktadır. Ayrıca bunlara ek olarak çözücü, reaksiyon başlatıcı, hızlandırıcı ve pigmentler de içermektedir (Tuncer, 2017).

Fiziksel ve mekanik olarak dayanıklı olan rezin simanlar, seramik restorasyonların simantasyonu için uygulandıklarında restorasyonun çığneme kuvvetlerine karşı kırılma direncinin artırılır (Al-Makramani ve ark., 2008). Farklı materyallere bağlanma özelliği olan rezin simanların adezyonları iyi olup çözünürlükleri düşüktür. Ayrıca farklı renk seçenekleri ile translusensi ve opasite seçenekleri bulunmaktadır (Burke ve ark., 1998).

Rezin simanın dezavantajları; polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve buna bağlı olarak bağlanma yüzeyinde mikrosızıntıya sebep olabilecek aralık oluşmasıdır. Ayrıca hassas çalışma gerektirmeleri, uygulamalarının zor olması, neme karşı hassasiyet ve artık simanın sertleşme sonrası temizlenmesinin zor olması kullanımlarını kısıtlamaktadır (Lührs ve ark., 2010).

Rezin simanların, adeziv ajanlar ile birlikte kullanılması rezin simanların dezavantajlarını elimine etmektedir. Adeziv ajanlar ile birlikte kullanılan rezin simanların restorasyonların bağlanmasını arttırdığı, polimerizasyon büzülmesi sonrası meydana gelen aralığı ve pulpadaki oluşabilecek hassasiyeti azalttığı belirtilmiştir (Sorensen ve Munksgaard, 1996).

2.7. Rezin simanların sınıflandırılması

2.7.1. Rezin simanların polimerizasyona göre sınıflandırılması

Günümüzde rezin simanlar, protetik restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Rezin yapıştırma simanların polimerizasyonlarına göre üç gruba ayrılmaktadır (Burgess ve ark., 2010; Lad ve ark., 2014);

- Kimyasal olarak polimerize (Chemical-cure)
- Işık ile polimerize (Light-cured)

- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize (Dual-cure)

Tablo 2.1’de sık kullanılan bazı rezin simanların sınıflandırılması gösterilmiştir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Bu tip simanlar baz ve katalizör olmak üzere çift pat ya da toz-likit şeklinde oluşmaktadır. Çift pat şeklinde olan simanlarda baz patında polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunurken, katalizör patında benzoil peroksit bulunmaktadır. Toz-likit sisteminde toz içerisinde borosilikat veya silika cam, polimer ve peroksit bulunurken; likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA ve dimetakrilat monomerlerini içermektedir (Vrochari ve ark., 2009). Bu simanlar ışık geçirgenliğini engelleyecek düzeyde kalın veya kalın opak yapıdaki metal ve zirkonya restorasyonlar, endodontik olarak kök içerisine yerleştirilen postlarda ve kompozit restorasyonlarda kullanılmaktadır. Bu tarz rezin simanlarda, renk seçeneği fazla değildir ve translusent özellikte değildir (Vrochari ve ark., 2009). Bu tip simanlara örnek olarak; Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 opak (Kuraray) ve Cand B (BISCO) verilebilir (Stamatacos ve Simon 2013).

Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlar, firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir ve direk olarak halojen, plazma veya LED ışık kaynakları ile polimerize edilirler. Simanın yapısındaki kamforokinon 420-450 nm dalga boyunda ışık varlığında aktif olur. Işık ile polimerize olan simanlar, görünür ışığın geçişine izin veren, kalınlığı 1.5 mm’den az olan ve translusens yapıdaki seramik laminate veneer veya tam porselen restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır (Stamatacos ve Simon 2013).

Tablo 2.1: Polimerizasyon mekanizmalarına ve adeziv sistemlere göre bazı rezin simanların sınıflandırılması.

Rezin Siman	Polimerizasyon Mekanizması	Adeziv sistem	Üretici Firma
Panavia 21	Kimyasal	Self-etch	Kuraray Dental (Japonya)
Panavia F 2,0 opak	Kimyasal	Self-etch	Kuraray Dental (Japonya)
Rely X	ışık	Self-adeziv	3M ESPE (Almanya)
NX3 light cured	ışık	Total-etch	Kerr (Amerika)
Choise 2 veneer	ışık	Total-etch	Bisco (Amerika)
Variolink II	Dual	Total-etch	Ivoclar Vivadent (Amerika)
Rely X Unicem	Dual	Self-adeziv	3M ESPE (Almanya)
Panavia F 2,0	Dual	Self-etch	Kuraray Dental (Japonya)
NX3 Nexus	Dual	Total-etch	Kerr (Amerika)
Rely X ARC	Dual	Total-etch	3M ESPE (Almanya)
Multilink Hybrid Abutmetnt	Kimyasal	Self-etch	Ivoclar Vivadent (Amerika)

Işıklı polimerize olan rezin simanların çalışma sürelerinin kontrol edilebilme, renk seçeneklerinin fazla olması gibi avantajları vardır. Ancak bu simanların kullanımı sadece ışık kaynağının kolaylıkla geçebileceği ince restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır. Ayrıca polimerizasyon sırasında bir miktar büzülme göstermesi en büyük dezavantajdır (Manso ve ark., 2011). Bu tip simanlara örnek olarak: Relyx Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivodent), NX3 Nexus Third Generation Light cured (Kerr) verilebilir.

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (Dual-cure) rezin simanlar

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların avantajlarını birleştirmek için geliştirilen bu siman, hem çift pat hem de toz-likit şeklinde üretilmektedir. Işığın geçmesine izin vermeyecek kadar kalın restorasyonların veya bir miktar ışık geçişine izin veren restorasyon varlığı durumlarında kullanılır (De Souza ve ark., 2015). İki farklı polimerizasyonla sertleşen dual rezin simanların baz yapısı içerisinde kamforokinon ve katalizör yapısı içerisinde ise amin/peroksit komponentleri bulunmaktadır. Simanın yapısı içerisinde hem tersiyer hem de alifatik aminler yer almaktadır (Manso ve ark., 2011). Seramik inley ve onley restorasyonların ve tam seramik kronların yapıştırılmasında dual olarak polimerize olan simanlar kullanılmaktadır. Işıklı ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinde yaklaşık 20 saniye boyunca uygulanmalıdır. Işık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Estetik bölgede dual polimerize siman kullanılacaksa da, renk değişiminin fazla olmaması ve marjinal bütünlüğü arttırmak için mutlaka ışıkla polimerize edilmeleri önerilmiştir (Burgess ve ark., 2010; Stamatacos ve Simon 2013).

Uzun raf ömrüne sahip bu simanlar kontrollü polimerizasyon ve rahat çalışma sağlamaktadır. Dual polimerize simanlara örnek olarak; NX3 Nexus 3. Jenerasyon (Kerr), RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE) ve maxcem (Kerr) verilebilir.

2.7.2. Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması

Rezin simanlar, adeziv sistemlerine göre 3 temel gruba ayrılırlar (Van Meerbeek ve ark, 2003);

- Total etch rezin simanlar
- Self etch rezin simanlar
- Self adeziv rezin simanlar

Total-etch rezin simanlar

Total etch sisteminde smear tabakasını ortadan kaldırmak ve dentin tübüllerini açmak için mine ve dentin yüzeyine % 30 - % 40 fosforik asit uygulanmaktadır. Pürüzlendirme işleminin ardından, rezin simanın dişe bağlanması için hazırlanmış yüzeye primer ve adeziv uygulanır. Bu rezin simanlar ve adezivler hem ışık hem de dual-cure uygulama şekline sahip olabilirler (Van Meerbeek ve ark, 2003). Dentin dokusunda asitleme sonrası smear tabakası ortadan kalkar. Altındaki dentin dokusunda ortalama 3-5 µm derinliğinde demineralizasyon meydana gelmesi ile intertübüler dentindeki hidroksiapatit yapı çözünür ve kollajen fibriller açığa çıkar (Swift, 2002). Klinik uygulama aşamalarına göre üç aşamalı ya da iki aşamalı total-etch adeziv sistemler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Total-etch sistemlerin en önemli dezavantajı teknik hassasiyetin yani uygulama ve manipülasyon

sırasında hata yapma olasılığının fazla olmasıdır. Teknik hassasiyete bağlı hatalar büyük ölçüde asitleme ve yıkama aşamasında gözlemlendiği bildirilmiştir (Van Meerbeek ve ark, 2003).

Self -etch rezin simanlar

Self-etch sisteminde diş yüzeyine self-etch özellikli bir primer sürülür ve ardından hazırlanan siman uygulanır. Smear tabakasını tamamen kaldırmadan modifiye ederler (Burke ve ark, 1998). Teknik hassasiyet çok az olduğu için hata yapma olasılığı da oldukça azdır. Ancak bu sistemlerin yer aldığı in vitro çalışmalar nanosızıntı ve düşük bağlanma etkinliği gibi dezavantajlara sahip olduğunu göstermektedir. Bunun sebebi tek şişede yüksek konsantrasyonda su ve çözücü içermesidir. Bu hidrofilik yapı rezini su absorpsiyonuna açık hale getirir (Swift, 2002).

Self- adeziv rezin simanlar

Diş hekimliğinde son yıllarda geliştirilen self-adeziv rezin simanlar giderek artan bir popülariteye sahip olan, asitleme ve ilave bir adeziv ajan uygulama gerektirmeden diş sert dokusunu demineralize ederek penetre olabilen simanlardır. Bu simanlar, değişik simanların avantajlarını tek bir üründe toplayan, klinik uygulama basamaklarını azaltan ve böylelikle de teknik hassasiyet kaynaklı hataları en aza indiren simanlardır (Geurtsen ve ark, 2011). Bu simanların diş sert dokularına bağlanma mekanizmaları, hibrit tabaka ve rezin uzantılarının oluşumu ile değil de smear tabakasının kısmi demineralizasyon ve reçine infiltrasyonuna dayanmaktadır. Bu sebepten self-adeziv rezin simanların bağlanma mekanizmaları, geleneksel rezin simanlardan ziyade geleneksel cam iyonomer simanlarla daha çok benzerlik göstermektedir (Zorzin ve ark, 2012). Ayrıca, smear tabakasını tamamen demineralize edememeleri ve dentinde belirgin bir infiltrasyon yani gerçek bir hibrit tabaka oluşturamadıkları için, self-adeziv rezin simanların geleneksel

rezin simanlara kıyasla daha düşük bağlanma değerleri gösterdikleri bildirilmiştir (Guarda ve ark, 2010; Ferracane ve ark, 2011).

2.8. Siman ve Vida Tutuculu implant Destekli Restorasyonların Karşılaştırılması

Siman ve vida ile retansiyonu sağlanan iki farklı restorasyon tipinde (Kron ve köprü) 5 ve 10 senelik post-operatif dönem incelemeleri yapılan çalışmaya (Wittneben ve ark., 2014) göre, en yüksek başarısızlık oranını vida ile retansiyonu sağlanan tek üye restorasyonlar göstermiştir. Söz konusu durum vida sıkılırken uygulanan kuvvetin dış kuvvetlerden daha fazla olmasına ya da anti-rotasyonel etkinin azalmasına bağlı olarak gelişebilmektedir. Bu durum ise vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda implant vidasının gevşemesi, implant abutmentinin gevşemesi, abutment kırılması veya implant kırılması gibi mekanik komplikasyonlarla sonuçlanabilmektedir (Wittneben ve ark., 2014). Tüm bunlardan ötürü siman ile tutuculuğu sağlanan tek kronlar daha yüksek başarı oranına ve daha uzun klinik ömre sahiptir. Vida ile retansiyonu sağlanan kron ve köprü restorasyonlarında siman ile retansiyonu sağlanan restorasyonlara göre daha fazla başarısızlık görüldüğü, bu durumun sebebinin söz konusu retansiyon tipinde mekanik komplikasyonların daha sık meydana gelmesi olduğu bildirilmiştir (Nissan ve ark., 2011).

2.8.1. Pasif Uyum

İdeal retansiyonun sağlanması ve travmatik oklüzyonun önlenmesi amacıyla, servikal bölgede protetik restorasyon ile abutment arasında maksimum adaptasyon sağlanarak, implant başarısı artırılmış olur (Aslam, 2016). Ölçü materyalleri, alçı, mum, metal ve seramiğin boyutsal değişimi gibi faktörler sebebiyle restorasyonun pasif uyumu sağlanamayabilir ve

servikal kısımda küçük boşluklar oluşabilir (Koç ve ark., 2016). Pasif uyuma sahip olmayan restorasyonlar fonksiyonel hareket esnasında bu boşluklar sebebiyle abutment üzerine yerleştirildiğinde hareket eder ve oklüzyon travmatik bir hal alır (Lee ve ark., 2013).

İmplant destekli restorasyonların servikal marjinal boşluklarının mikroskobik olarak değerlendirilmesinde, vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda vidanın sıkıştırılarak, marjinal açıklıklarının azaltılabildiği bulunmuştur (Keith ve ark., 1999; Guichet ve ark., 2000). İki farklı retansiyona sahip restorasyon tipi değerlendirildiğinde, vidayla retansiyonu sağlanan restorasyonların marjinal açıklıklarının, simanla retansiyonu sağlanan restorasyonlardan belirgin oranda daha düşük olduğu görülmektedir (Keith ve ark., 1999; Guichet ve ark., 2000). Siman ile sağlanan retansiyon yönteminde, simanın akışkanlık özelliğine bağlı olarak restorasyondaki servikal boşluk 50 mikrondan daha az ise, bu boşluğu siman doldurabilmektedir. Böylece restorasyonun pasif uyumu sağlanabilmektedir (Lee ve ark., 2013). Vida ile retansiyonun sağlandığı yöntemde ise, siman gibi doldurucu bir madde olmadığı için restorasyondaki servikal boşluklardan oluşan mekanik ve biyolojik komplikasyonların telafi edilmesi zordur (Aslam, 2016).

Silva ve diğerleri (Silva ve ark., 2014) siman ve vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlar arasındaki komplikasyon oranlarını değerlendirmiştir. Abutment vidası implanta tork uygulanarak vidalanırsa, vidanın uzamasına neden olan gerilmeler meydana gelebilmektedir. Bu stresler protez sisteminin stabilitesinden sorumlu olan, implant ve abutment arasındaki bağlanma gücünü tanımlayan ‘önyüklenme’ kavramını oluşturur (Wang ve ark., 2009). Önyüklenme, bileşenleri bir arada tutabilmek için bileşenleri ayırma eğilimi gösteren kuvvetlerden daha büyük olmalıdır (Wang ve ark., 2009). Önyüklenme değerinde belirgin bir azalma durumunda, abutment vidası kırılabilir veya kaybolabilir (Wang ve ark.,

2009). Önyükün idamesi, tork miktarı, uyumun kalitesi, vidanın yağlanması ve özellikle dış yükler gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Silva ve ark., 2014).

Protez sistemi, sıkıştırıcı aksiyal yüklerin altında olduğunda, implantın iç yüzeyi ile temas halinde olan vida yivlerinin sürtünmesinin azalması nedeniyle vida içindeki gerilmelerin azalması beklenir. Vertikal yük altında vidaya gelen stresle, bu gerilim kuvvetlerinin vida retansiyonlu protezde % 23, siman retansiyonlu protezde sadece % 6 azaldığı, ve önyük değerlerinin ise vida retansiyonlu protezde % 31, siman retansiyonlu protezde % 19 azaldığı belirtilmiştir (Silva ve ark., 2014). Oblik yükler, vidanın yük yönünde yer değiştirmesine sebep olup, bu sırada vidayı eğerek kırılma riski oluşturur. Vida tutuculu protezlerde vidaya gelen stresin, siman tutuculu protezlere göre % 24 daha yüksek olduğu, bunun da kırık riskini arttırdığı öngörülmüştür (Silva ve ark., 2014).

Pasif uyumu yetersiz olan restorasyonlar, implant çevresindeki dokuda stres oluşumunu artırır ve bu yük, implant-kemik arayüzünde reaktif kuvvetler üretir. Kemiğe yüklenen bu statik kuvvetler sonucu kemiğin yeniden şekillenmesiyle, implantın, çevre kemik dokularında hacim kaybeden alan yönünde yer değiştirmesine neden olabilir. Pasif uyumsuzluk ne kadar büyük ve implant-kemik arayüzüne uygulanan kuvvet ne kadar yüksek olursa, kemikte yıkım o derecede belirgin olur. Bunun sonucunda, implant-kemik arayüzündeki mekanik stabilitenin azalma riski ve dolayısıyla implantın başarısızlık riski de artmış olur (Pietrabissa ve ark., 2000). Bu yüzden simanla retansiyonu sağlanan protezlerin, vida retansiyonlu protezlerden daha iyi pasif uyuma sahip olduğu açıklanmıştır (Pietrabissa ve ark., 2000). Siman, deformasyon oluşturabilecek yükler için rezilyans özelliğe sahip bir yapı olabilir ve bu nedenle yapıyı daha büyük gerilimlerden (implant-abutment-protezi) korumak mümkün olabilir (Pietrabissa ve ark., 2000). Buna bağlı olarak da teknik komplikasyonlar, vidayla retansiyonu sağlanan restorasyonlarda simanla tutuculuk sağlanan

restorasyonlara göre daha fazla görülmektedir (Tablo 2.2) (Wittneben ve ark., 2014).

Tablo 2.2. Siman ve vida retansiyonlu restorasyonların teknik komplikasyon oranları (Wittneben ve ark., 2014)

Teknik Komplikasyonlar		
Komplikasyonlar	Retansiyon Yöntemi	İnsidans Oranı
Retansiyon Kaybı	Siman	% 5,44
	Vida	% 0,61
Seramik Kırılması	Siman	% 1,02
	Vida	% 3,56
İmplant Vidanın Gevşemesi	Siman	---
	Vida	% 1,76
Abutmentin Kırılması	Siman	% 0,04
	Vida	% 0,07
İmplantın Kırılması	Siman	% 0,02
	Vida	% 0,16
Vidanın Kırılması	Siman	% 0,10
	Vida	% 0,20

2.8.2. Protetik Restorasyonların Sökülmesi

Literatürdeki birçok güncel çalışmada (Wittneben ve ark., 2014; Aslam ve Ahmed, 2016) implant destekli protetik tedavinin başarı oranının yüksek olduğu bildirilmiştir, ancak bazı durumlarda protetik restorasyonun yenilenmesi gerekebilmektedir (Chee ve ark., 1999). Temizlik, dişeti tedavisi, protezin dizaynı ve modifikasyonu, kırık tamiri, abutment vidasının sıkılması ya da başka sebeplerden dolayı implantın abutmentine ya da yanındaki dokulara zarar vermeden protezin sökülmesi gerekebilmektedir (Chee ve ark., 1999).

Protezin çıkarılması tutuculuk yöntemine göre farklılık gösterebilir. Vidayla tutuculuk sağlayan restorasyonun vidasının çıkarılıp restorasyonun sökülmesi kolaydır. Vida, implanta zarar vermeden basit bir şekilde çıkarılabilir (Ma ve Fenton, 2015). Fakat simanla retansiyonu sağlanan protetik restorasyonların sökülmesi daha zordur. Bu işlemler sırasında implantın zarar görmemesi için restorasyonun kesilmesi de gerekebilmektedir (Crespi ve ark., 2014). Simanın çok sert yapıda olmasına bağlı protez çıkarılırken abutment üzerinde çizikler oluşabilmektedir. Bu çizgiler üzerinde plak oluşumu izlenebilmekte ve buna bağlı olarak gingival inflamasyon ve periimplantitis meydana gelebilmektedir (Penarrocha-Oltra ve ark., 2016).

2.8.3. Periodontal Durum

Periodontal durum, implantın klinik ömrünü belirleyen kritik bir faktördür. İmplant destekli protezin tedavi planının belirlenebilmesi için implantın çevresinde yeterli kemik desteği ve sağlıklı periodontal dokuların olması gerekir (Linkevicius ve ark., 2013). İmplant destekli protezin başarı oranının artırılması için implantın osseointegrasyonunun mükemmel

olması ve yanındaki dokuların sağlıklı tutulması gerekmektedir (Linkevicius ve ark., 2013). Restorasyon yapım işlemleri sırasında malzemenin boyutsal değişimi sebebiyle restorasyonun adaptasyonu bozulabilmekte ve bunun sonucunda servikal bölgede oluşacak boşluklardan implantın iç kısmına bakteri invaze olabilmektedir (Aslam ve Ahmed, 2016; Koç ve ark., 2016).

Siman ile retansiyonu sağlanan abutmentlerde, siman boşluğu doldurabilmektedir (Lee ve ark., 2013). Fakat restorasyonun boşluğu fazla ise simanın dış ortam ile temas alanı geniş olacaktır ve ağız sıvıları sebebiyle çözünürlük oranı artacaktır (Aslam ve Ahmed, 2016). Böylelikle de implantın iç kısmına bakteri invaze olup, biyolojik komplikasyonlara daha çok rastlanılacaktır (Koç ve ark., 2016).

Wittneben ve arkadaşları (Wittneben ve ark., 2014) simanla tutuculuğu sağlanan restorasyonlarda biyolojik komplikasyonların daha fazla görüldüğünü bildirmişlerdir (Tablo 2.3). Bunun nedeni simanla tutuculuğu sağlanan restorasyonlarda siman kalıntılarının implant çevresinden temizlenmesinin oldukça zor olması ve kalan siman parçalarının bu bölgede bakteri kolonizasyonuna sebep olabilmesidir (Wittneben ve ark., 2014). *Wilson* tarafından 2009 yılında yapılan bir çalışmada (Wilson, 2009) vakaların %81'inin implant çevresinde kalan siman kalıntılarının varlığı sebebiyle periimplantitis semptomlarının gözlemlendiğini bildirmiştir. Bu periimplantitis semptomlarından %74'ünün kalan siman parçaları temizlendikten sonra ortadan kaybolduğu da belirtilmiştir (Wilson, 2009).

Vida ile tutuculuğu sağlanan restorasyonlarda, siman gibi ara bir madde bulunmadığından dolayı implant çevre dokularının sağlığının korunması veya idamesi daha kolay olur (Penarrocha-Oltra ve ark., 2016). Bu nedenle vida ile tutucuğu sağlanan protezler simante protezlerden daha avantajlı sayılabilir (Wadhvani ve ark., 2012; Penarrocha-Oltra ve ark., 2016).

Tablo 2.3. Siman ve vida retansiyonlu restorasyonların biyolojik komplikasyon oranları (Wittneben ve ark., 2014)

Biyolojik Komplikasyonlar		
Komplikasyonlar	Retansiyon Yöntemi	İnsidans Oranı
Kemik Kaybı	Siman	% 0,81
	Vida	% 2,09
Peri-implantitis	Siman	% 0,54
	Vida	% 0,36
Fistül Varlığı	Siman	% 1,65
	Vida	% 0,22
Diş eti Çekilmesi	Siman	% 0,12
	Vida	% 0,01

Simanla retansiyonu sağlanan restorasyonlarda biyolojik özellikleri geliştirmek ve gingival olukta siman kalmasını önlemek amacıyla birkaç teknik uygulanabilir. Söz konusu teknikler şunlardır (Chee ve ark., 2013):

1. Siman, restorasyonun marjinal iç kısımlarına uygulanır. Protez ağız içine yerleştirildiğinde siman istenilen kalınlıkta yerleşir ve implant çevresine çok az taşar.

2. Siman aksiyal duvarın yarısına kadar uygulanır. Birinci tekniğe göre bu teknikte daha fazla siman uygulandığından dolayı protezin iç kısmında simanın tam ilişki halinde yerleştiğinden daha çok emin olunur. Fakat implant çevresine daha çok siman taşar.

3. Siman aksiyal duvarın üzerine kadar uygulanır. Yukarıda belirtilen iki tekniğe göre de implant çevresine çok daha fazla siman taşar.

4. Restorasyonun iç kısmında siman, duvarlarla birlikte tam doldurulur. Daha sonra önceden hazırlanan silikon indeks yerleştirilir. Bu indeks yardımıyla ağız dışında dışarıya taşan siman artıkları kolayca temizlenebilir. Silikon indeksin kullanılmasının en iyi sonucu verdiği bulunmuştur.

Sabit protezlerde retansiyonu sağlamak amacıyla kullanılan çeşitli siman tipleri mevcuttur (Keith ve ark., 1999). Yapılan bazı çalışmalarda bazı siman tiplerinin implant destekli restorasyonlarla uyumlu olmadığı ve bu durumun biyolojik komplikasyonlara sebep olabileceği bildirilmiştir (Goldberg, 2008). Rezin simanın polimerizasyonu sonrası yan ürün olarak serbest monomerin açığa çıktığı ve artık monomerin implant çevresindeki yumuşak dokulara zararlı olduğu bildirilmiştir (Goldberg, 2008). Aynı çalışmada (Goldberg, 2008) polimerize olan yüzeysel tabaka içerisindeki formaldehitin, toksik etkilerinden dolayı biyolojik komplikasyonlara yol açtığı gösterilmiştir. Rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanın

polimerizasyonundan sonra açığa çıkan 2-hidroksi etilmetakrilat, apoptoz, inflamasyon ve alerji gibi toksik etkilere neden olabileceğinden dolayı implant destekli restorasyonlarda yapıştırma siman olarak tercih edilmemiştir (Nickolson ve Czarnecka, 2008).

2.8.4. Restorasyonun Dayanıklılığı

İmplant destekli sabit restorasyonların başarısını değerlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Walton ve ark., 1986; Torrado ve ark., 2004). *Walton* ve arkadaşları (Walton ve ark., 1986) yaptıkları bir çalışmada sabit protezlerde %16 olan başarısız oranının seramik kırılması olduğunu göstermiştir. *Strub* ve arkadaşları (Strub, ve diğerleri, 1988) ise fonksiyon sırasında seramiğin kırılma nedeninin sadece çiğneme kuvvetlerinden kaynaklanmadığını, protez üretim işlemleri sırasında ya da protezin dizaynı sırasında seramiğin desteksiz kalmasıyla da bu kırılmanın gerçekleşebileceğini bildirmiştir. Bunun nedeni, metal ve seramiklerin farklı fiziksel özelliklere sahip olması ile açıklanabilir. Sinterleme işlemi sırasında, seramikler blok merkezine doğru küçülür (Zarone ve ark., 2007). Fırınlamadan sonra, soğutma işlemi sırasında, metal altyapı seramiklerden daha belirgin bir büzölmeye maruz kalır, bu nedenle seramik metal kopinge doğru yaklaşır. Fonksiyon sırasında metal seramik restorasyonların yapısal bütünlüğünün sağlanması için kopingin uygun dizayn edilmesi ve birtakım yüzey işlemlerine tabi tutulması gerekmektedir. Böylelikle bu büzölme ve seramikteki olası komplikasyonlar ekarte edilmiş olur (Zarone ve ark., 2007).

İn-vitro çalışmalara (Torrado ve ark., 2004; Karl ve ark., 2007; Zarone ve ark., 2007) göre seramik kırılmasının vida destekli protezlerde daha sık meydana geldiği bulunmuştur. Bunun nedeni ise, vida destekli protezlerde vida girişinin oklüzal yüze oturması olarak gösterilmiştir. Vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda, oklüzal delik porselenin yapısal sürekliliğini keser.

Makaslama direnci ortaya çıkabilir ve metal-seramik bağlantısının lokal problemlerine ve seramiğin ayrılmasına neden olabilir (Torrado ve ark., 2004; Zarone ve ark., 2007). Bu sebeple vida destekli abutmentlerin kullanıldığı metal destekli restorasyonlarda seramiğin desteğinin zayıf olduğu kanısına varılmıştır. Vida ile retansiyonu sağlanan tam seramik restorasyonların da oklüzal deliği porselenin kırılma insidansını yükseltir. Bu risk, simanla retansiyonu sağlanan tam seramik restorasyonlarda söz konusu değildir (Nogueira ve ark., 2016).

Vida ile retansiyonu sağlanan seramik kronların ortalama kırılma direnci 979.81 N olarak bulunurken siman ile retansiyonu sağlanan seramik kronların ortalama kırılma direnci 2106.30 N olarak bulunmuştur (Nogueira ve ark., 2016). Bir başka çalışmada (Schmitt ve ark., 2012), zirkonyanın, 5 yıllık süre sonunda % 92 oranında başarı gösterdiği ve posterior dişlerde kullanım için yeterli mekanik dirence sahip olduğu bildirilmiştir. Bu bağlamda, seramik restorasyonun kırılma direncinin, restorasyonun yetersiz tasarlanması veya bruksizm varlığının olduğu durumlar dışında yeterli olduğu düşünülmektedir (Nogueira ve ark., 2016). *Kinsel ve Lin* (2009) implant destekli metal seramik kronların karşısında yine bir implant destekli metal seramik restorasyon olduğu durumlarda seramikte kırılma riskinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir. *Torrado* ve arkadaşları (2004) ise vida ve siman retansiyonlu protezleri karşılaştırdıkları bir çalışmada, simanla tutuculuğu sağlanan farklı oklüzal boyutlara sahip implant destekli iki farklı proteze uygulanan basınçlar sonucunda seramiğin kırılma dirençlerinin eşit olduğunu bulgulamışlardır. Ayrıca vida ile tutuculuğu sağlanan protezlerde vida girişinin yerinin ve vidanın çapının büyüklüğüne göre seramiğin kırılma direncinin değişmediğini bildirmişlerdir (Torrado ve ark., 2004).

2.8.5. Oklüzal Kavramlar

Vidayla ya da simanla retansiyonu sağlanan restorasyonların seçimi oklüzyon üzerinde belirgin bir etkiye sahiptir. Aksiyal yük dağılımı açısından en ideal implant konumu santral fossa hizası ya da fonksiyonel tüberkül hizası şeklindedir. Klinik deneyimler (Álvarez-Arenal ve ark., 2017), bu hedefe ulaşmanın her zaman mümkün olmadığını ve bu nedenle dengesiz yüklemelerin meydana geldiğini göstermektedir. Kullanılan vida veya vidaların oklüzal yüzdeki delikleri kötü estetiğe neden olmakta ve oklüzal yüzeyin uyumunu bozmaktadır. Oklüzal yüzeydeki çoğu kontakt noktaları oklüzal tablanın sınırları içerisinde bulunmaktadır (Chee ve Jivraj, 2006). Oklüzal tablanın genişliği diştten dişle değişmekle birlikte genellikle premolar dişler için 4.5-5.5 mm, molar dişler için 5.0-6.0 mm aralığındadır. Bu, oklüzal tablada molar dişler için %50 ve premolar dişler için %50 den fazla bir kayıp anlamına gelir ve bu kayıp optimum oklüzyonu sağlamak için kritik bir değer olabilir (Shadid ve Sadaqa, 2012). Tam ark restorasyonu, vida deliklerinin oklüzyona olan etkisini daha iyi örnelemektedir. Sonuç olarak, siman retansiyonlu implant restorasyonların estetik ve oklüzyon açısından daha üstün olduğu sonucuna varılabilmektedir (Hebel ve Gajjar, 1997).

Bu etki ideal oklüzyona ulaşmak için protruziv ve lateral protruziv hareketlerde de devam etmektedir. Bu nedenle, protruziv ve lateral protruziv hareket esnasında, anterior dişlerin lingual ve posterior dişlerin oklüzal yüzleri ile birlikte ideal ve düzgün geçiş sağlanmaktadır. Ancak vida retansiyonlu implant restorasyonlarında, kaninler ve santral kesicilerin anatomisi bozulduğundan ve protruziv ile lateral protruziv hareketlerdeki düzgün geçiş kaybolduğundan, anterior kapanış rehberliği sorunlu bir hale gelecektir (Hebel ve Gajjar, 1997).

2.8.6. İmplant Tedavisinin Planlanması

Cerrahi fazda, protezlerin uzun dönem başarısını sürdürebilmek için mümkün olan en iyi alt yapıyı sağlamak temel amaç olmalıdır. Restorasyon tipi ve retansiyon yöntemine göre implantın yerleştirileceği alan ve açı değişebilmektedir (Shadid ve Sadaqa, 2012). Protezin tutuculuğunun sağlandığı yöntem cerrahi aşamadan önce belirlenmelidir. Anterior bölgede implantın lokalizasyonu, vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda, simanla retansiyonu sağlanan restorasyonlara göre daha palatinaldedir. Bunun sebebi ise vidaya giriş yuvasının singulum üzerinde hazırlanmasıdır. Normalden daha fasiyale yerleştirilen implantların restorasyonu zordur ve estetik bozukluklara yol açabilir (Gjelvold ve ark., 2016). Bu gibi durumlarda, simanla retansiyon yönteminin kullanımı uygun değilse, açılı vida retansiyonlu abutmentler kullanılabilir (Gjelvold ve ark., 2016).

Bazı çalışmalara (Crespi ve ark., 2014; Papadimitriou ve ark., 2014) göre implant yerleştirirken kullanılan cerrahi teknik, spesifik durumlarda protezin sonraki aşamalarını etkileyebilir (Crespi ve ark., 2014; Papadimitriou ve ark., 2014). *Crespi* ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada (Crespi ve ark., 2014), immediyat yüklemenin uygulandığı implant destekli restorasyonların 8 yıllık takip süreleri sonucunda implantların başarı oranının % 99.27 olduğunu bildirilmiştir (Crespi ve ark., 2014). Bu çalışmada, siman ve vida ile retansiyonu sağlanan grupların arasında, krestal kemik kaybı ile ilgili istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gösterilmiştir (Piattelli ve ark., 1998; Romanos ve ark., 2001; Crespi ve ark., 2014). Bunun nedeninin ise immediyat yükleme tekniğinin kullanımına bağlı olarak implant-kemik teması oranındaki artışla ilgili olduğu bildirilmiştir (Crespi ve ark., 2014).

İmmediyat yükleme tekniği uygulanan implant tedavilerinde, vida retansiyonlu restorasyonların kullanımı, tedaviyi takip eden bir yıl

içerisinde daha düşük oranlarda kemik kaybı göstermiştir. Ancak aynı çalışmada, 3 sene sonra implant etrafındaki kortikal kemik seviyesindeki ölçümler sonucu iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Crespi ve ark., 2014).

Simanla retansiyonu sağlanan restorasyonların pasif uyuma sahip olması büyük bir avantajdır. Ancak bu restorasyonların simantasyon işlemi, nem varlığında ve yüzeylerin kan ile kontamine olduğu durumlarda zor olmaktadır (Crespi ve ark., 2014). Buna ek olarak kalan siman parçaları kemik iyileşmesini ve kemik şekillenmesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bundan dolayı immediyat yüklenecek implant destekli vakalarda özellikle vida ile retansiyonu sağlanan yöntem tavsiye edilmektedir (Crespi ve ark., 2014).

Switching platform gibi farklı protetik restorasyon teknikleri de retansiyon yönteminin seçiminde belirleyici rol oynar (Alberktsson ve diğerleri, 2012). Diş hekimliği teknolojisinde ve protetik tekniklerin gelişmeleri sayesinde implant destekli sabit protezlerdeki implant çevrelerinde beş sene içinde sadece 1.5 mm kemik kaybı olduğu görülmüştür (Sterietzel ve diğerleri, 2015). Cerrahi implant yerleştirilmesi ve oklüzal kuvvetlerin uygulanmasından dolayı biyolojik tepki olarak marjinal kemik kaybı gerçekleşir (Alberktsson ve diğerleri, 2012). Marjinal kemiği korumak için ve implanttan sonra kemik kaybı komplikasyonlarını azaltmak için *switching platform* tekniği kullanılır (Atieh ve ark., 2010). Ağız ve çene yüz implant terimleri sözlüğü tarafından, daha küçük çaplı abutmentin kullanılması *switching platform* tekniği olarak tanımlanmıştır (Cumbo ve ark., 2013). Bu teknikte abutmentin kenarı implant kenarına göre daha mediale doğru yerleşir ve bu şekilde implant kenarıyla abutment kenarı arasındaki yakınlık yumuşak ve sert dokularda biyolojik tepkiler geliştirir (Lazzara ve Porter, 2006).

Switching platform ile yükler kemiğin daha geniş yüzey alanını etkilemekte ve oklüzalden apikale doğru stres daha derin bölgelere dağılmaktadır, böylece marjinal kemik kaybı da engellenebilmektedir. Siman retansiyon yöntemini *switching platform* tekniği ile birlikte kullanınca, marjinal kemik kaybının vidalı yonteme göre daha az olduğu bildirilmiştir (Anchieta ve ark., 2016). Abutment, boşlukları doldurduğu ve fonksiyonel hareket esnasında fazla hareketi engellediği için mekanik komplikasyonları azaltmaktadır. Buna bağlı olarak da siman retansiyon yönteminin *switching tekniği* ile birlikte kullanılmasının da mekanik olarak çok daha avantaj sağladığı sonucuna varılmaktadır (Anchieta ve ark., 2016).

2.9. Dental Simanların Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik ve Biyolojik Testler

Dental materyallerin değerlendirilmesinde in vitro test uygulamaları büyük bir yer tutmaktadır. Ancak bu testler, ağız içerisinde restorasyon üzerinde aynı anda oluşabilecek farklı streslerin etkilerini güvenli bir şekilde değerlendirmeyebilir. Diğer değişkenler sabit tutularak, tek bir etkenin değerlendirilmesi laboratuvar testleri ile mümkün olmaktadır (Al-Dohan ve ark., 2004).

2.9.1. Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Herhangi bir cisme dışardan uygulanan kuvvetle, cismin iç yapısında moleküler düzeyde kuvvet oluşur. Dış kuvvetin karşısında direnç gösteren bir kütlenin birim alanında oluşan kuvvete gerilim adı verilir.

Gerilme türleri yönlerine göre üçe ayrılır (Al-Dohan ve ark., 2004):

- Çekme gerilimi: Bir yapının uzatılması için çalışan yükün karşısında oluşan gerilimi ifade eder.
- Basma gerilimi: Bir yapının sıkıştırılması için çalışan yükün karşısında oluşan gerilimi tarif eder.
- Makaslama gerilimi: Bir yapının bir bölümünün, diğer kısmına paraleldir ancak ters yönde etkileyen deforme edici kuvvete karşı oluşan gerilimi ifade eder.

Çekme uygulandığı zaman, cismi oluşturan moleküllerin birbirlerinden kopmasına karşı direnmek durumunda kaldığı görülür. Basma uygulandıysa sıkışma karşısında direnç meydana gelir. Makaslama geriliminin uygulanma durumunda da cismin bir bölümünün diğerinin üzerinden kayıp; geçmesi ile moleküllerin ayrılmasına karşı direnme meydana gelir (Dündar ve ark., 2007).

Gerilim ve makaslama testleri olan bağlanma direnci testleri, bağlanacak materyalin uygulanacak alandaki büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro olmak üzere iki grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve ark., 2010). Makro testlerde 3 mm² ve daha geniş yüzeylere bağlanma uygulandığı için, meydana gelen kopmalar genellikle restorasyonda veya örnekte kohesiv olarak görülmektedir. Ayrıca makro testlerde düzensiz stres oluşumunun lokal stres alanları yaratması bir dezavantaj olarak sayılabilir (Cardoso ve ark., 1998; Özyşil ve ark., 2009; Van Meerbeek ve ark., 2010).

Makro testlerde daha çok kohesiv başarısızlık gözlenirken, mikro testlerde daha çok adesiv başarısızlık gözlenmektedir. Mikro-bağlanma testlerinde bağlanma direnci makro testlere göre daha yüksek ölçülmektedir ve daha küçük alanların test edilebilmesi, aynı anda bir örnekten çok miktarda örnek

sağlayabilmesi, düzensiz yüzeylerin test edilebilmesi ve başarı sağlayamayan örneklerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelemesi mikro-bağlanma direnci testinin avantajları arasında sayılabilir (Pashley ve ark., 1959; Pashley ve ark., 1999; Barga ve ark., 2010).

Mikro-bağlanma direnci testlerini hazırlarken hassas ve yoğun çalışma gerektirmesi, bağlanma dirençlerinin çok düşük olan örneklerin direnç değerlerinin elde edilmesi zor olması, örneklerin kolaylıkla dehidrate olabilmesi, örneklerin kolylıkla kırılabilmesi ve kırılan örneklerin kaybolup zarar görmesi, özel bir donanım gerektirmesi mikro-bağlanma direnci testlerinin dezavantajlarında sayılabilir (Pashley ve ark., 1995; Pashley ve ark., 1999).

Gerilim (çekme) bağlanma dayanımı testi

Dental simanın mekanik ve fiziksel özelliklerini; aynı zamanda adeziv restorasyonlarla bağlanma direncini değerlendirebilmek için, gerilim bağlanma dayanımı yöntemi kullanılabilir. Bu test yöntemi, genellikle alt yapı ve üst yapı ara yüzeyindeki bağlanma direncini ölçmek için kullanılan bir in vitro test yöntemidir (Dündar ve ark., 2007). Homojen olmayan streslerin oluşması engellendiği için tercih edilmektedir (Dündar ve ark., 2007). Bu test yönteminde, üst yapı metal restorasyonu ile abutmenti birbirinden ayırmak için bağlanma noktalarına dikey yönde çift taraflı çekme kuvveti uygulanır ve materyallerin bağlantı noktalarında kopmanın oluşturduğu kuvvet değeri ölçülmektedir. Uygulama kolaylığı ve hızlı sonuç alınması gibi avantajlarının yanı sıra, örneklerin hazırlanmasının zor olması ve üst yapıda kırıkların oluşması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Sonuçta, homojen olmayan stres dağılımlarına bağlı koheziv kopmalar ve hatalı veriler meydana gelebilmektedir (Hammad ve Talic, 1996; Al-Dohan ve ark., 2004).

2.9.2. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımlarının test edildiği örneklerde, adeziv bir bağlanma gösteren materyallerin kütlele dirençleri meydana gelen kırıkların şeklini etkiler. Test sonrası kopma yüzeyleri, görsel olarak ya da mikroskop altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Buna göre, kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv, koheziv veya karışık kırık olarak isimlendirilir. Adeziv kırıklar, abutment ile siman arasında oluşan kırılmalardır. Koheziv kırıklar, simanın kendi içinde gösterdiği kırılmalardır. Karışık kırıklar ise, hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda gözlenebildiği kırıklardır (Price ve Hall, 1999). Zayıf bağlayıcı sistemlerde izlenen kırık tipi adezivdir. Abutment yüzeyi ile siman materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Daha çok güçlü sistemlerde görülen koheziv kırığı, bağlayıcı sistemle abutment arasındaki bağın, abutmentin koheziv kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir (Triolo ve Swift, 1992).

2.9.3. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, restorasyon kenarları ve abutmentler arasından oral sıvıların, bakterilerin ve toksinlerinin geçişi olarak tanımlanmaktadır (Bauer ve Henson, 1984). Mikrosızıntı, dental restorasyonların ömrünü etkileyen önemli bir faktör olarak kabul edilir (Toledano ve ark., 1999). Ayrıca, mekanik yükleme ve termal değişikliklerin uzun vadeli etkisinin, dental simanın hem elastik deformasyona, hem de fiziksel olarak değişmesine neden olmaktadır, aynı zamanda mikrosızıntı malzemelerin operatör tarafından yanlış manipüle edilmesiyle çıkabilmektedir (Kidd, 1976). Mikrosızıntının saptanabilmesi için kullanılan yöntemler:

Boyama Yöntem

Mikrosızıntının ölçümünde en çok tercih edilen lineer analiz yöntemlerinden biridir. Kenar sızıntısının tespit edilebilmesi için mikroskopi veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile doğrudan gözleme, boyalar veya markör olarak yaygın olarak kullanılan radyoaktif dahil birçok yöntemle yapılabilir. En yaygın olarak kullanılan yöntem, restorasyon malzemelerinin boşluk duvarlarına sızdırmazlığını, restorasyon arayüzüne nüfuz edebilen ve lekeleyebilen renkli boya maddeleri kullanarak değerlendirmektir. Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (% 0.2-2), bazik fuksin (%0.5-2), florosan (%2-0), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2)'dir (Raskin ve ark., 2001; de Almeida ve ark., 2003). Simantasyon işlemleri sırasında oluşan teknik hatalardan dolayı yada vakaya göre uygun olmayan siman kullanımı mikrosızıntıya neden olabilmektedir (Raskin ve ark., 2001; de Almeida ve ark., 2003). Simanların polimerizasyon büzülmesinin, sertleşme fazının hacimde önemli bir kasılmaya neden olduğu, gerilme yarattığı ve abutment ile restorasyonlar arasında boşluklar oluşturduğu yerlerde yaygın olarak belirtilmiştir (Retief, 1994).

Mikrobiyolojik yöntem

Marjinal sızıntıyı kanıtlamak ve mikroorganizma geçişini değerlendirmek amacıyla, bakterilerin kullanımı daha çok in-vitro çalışmalarda tercih edilen bir yöntemdir. Son yıllarda bu teknikle yapılan çalışmalarda yapay bakteri ortamı sağlanmaktadır. Yöntem, restorasyonların kenarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır (Podhorsky ve ark., 2016).

Belli bir bakteri cinsi ve besi yeri kullanılarak in vitro olarak marjinal sızıntısına bakılmaktadır. Bunun için restorasyonlar gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konulur ve inkübasyon süresinin

sonunda besi yerinde bulunan isaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine göre sızıntının miktarına bakılır (Podhorsky ve ark., 2016).

Escherichia coli (E. coli), çapı 1.2 ila 1.5 um arasında değişen, gram negatif, hareketli, fakültatif bir anaerobik bakteridir. Özellikle kontaminasyon amaçları için in vitro çalışmalar için yaygın olarak kullanılan bir test mikroorganizmasıdır (Alves ve ark., 2016). Periodontal patojenlere benzer olan, bu çubuk şeklindeki bakteri marjinal boşluktan geçecek kadar küçüktür (Podhorsky ve ark., 2016).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada, farklı simanlar ile retansiyonu sağlanan metal restorasyonların marjinal sızıntı, gerilme bağlanma dayamını ve mikrobiyolojik kontaminasyonu değerlendirilmiştir. Tez çalışması, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Eczacılık Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, aynı çap ve aynı boyda olmak üzere 168 adet direkt abutment analogu (T2 analog, Nucleoss, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Ayrıca restorasyonların tasarımına göre iki alt grup tasarlanmıştır. Hem tek kron hem de posterior köprüler için elli altı adet test örneği hazırlanmıştır (Şekil 3.2).



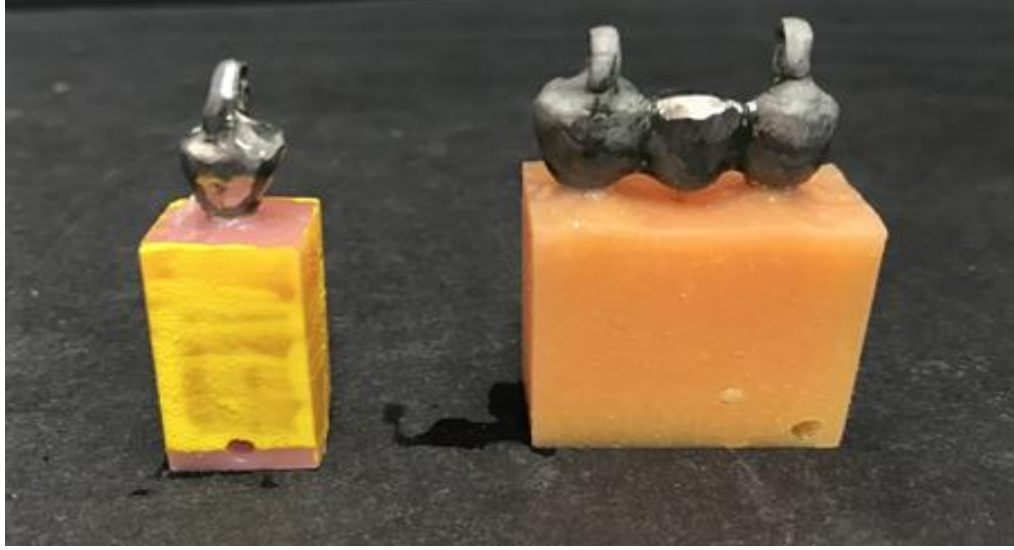
Şekil 3.1: Çalışmada kullanılan direkt abutment analogu (T2 analog, Nucleoss, Türkiye).

Bu direkt abutment analogları bir paralelometre yardımıyla otopolimerizan akrilik rezin (HinriPress, Ernst Hinrichs DentalGmbH, Borsigstr, Almanya)

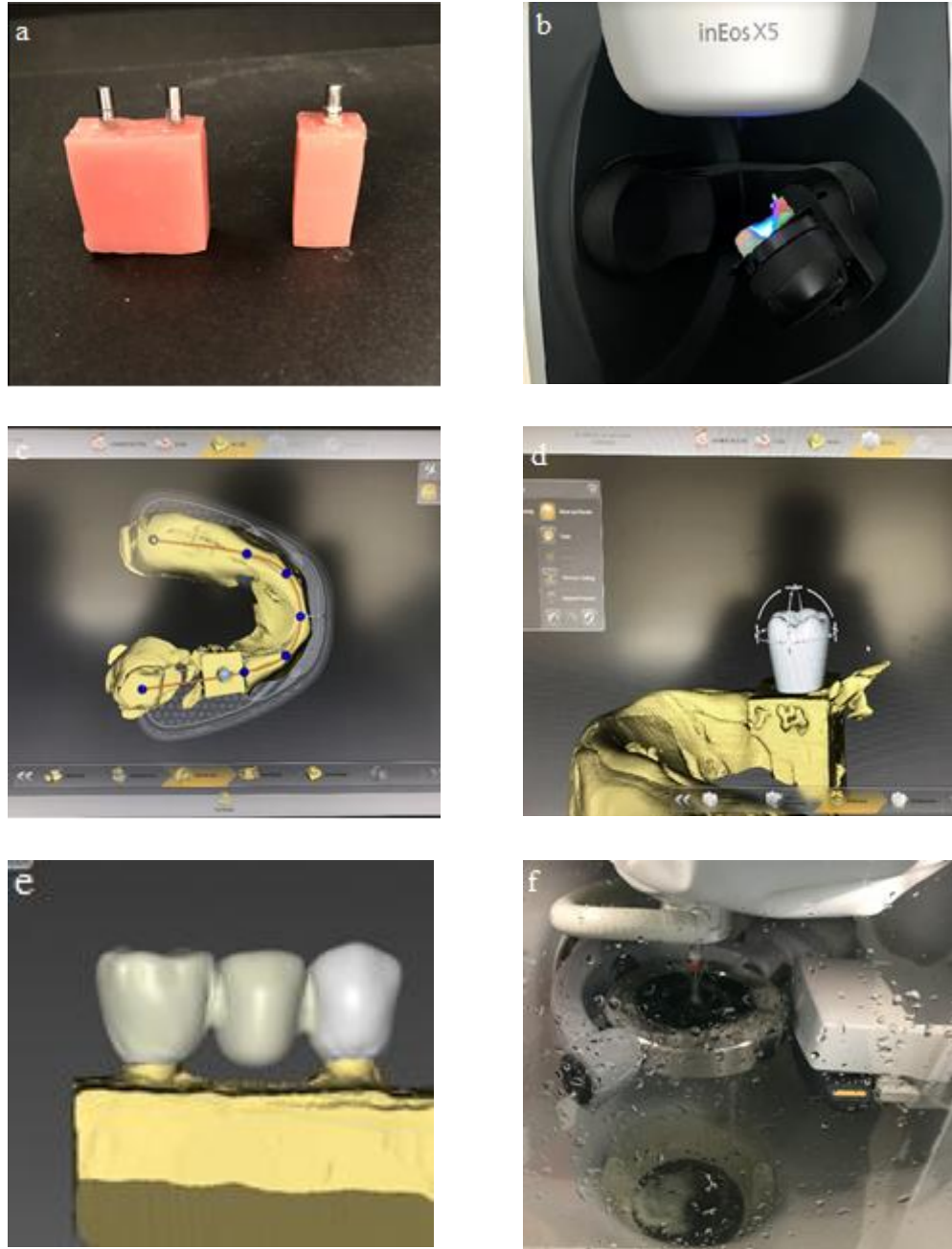
bloklar içine, blokların tam orta noktasına gelecek şekilde ve yer düzlemine dik olacak şekilde gömülmüştür. Direkt abutment analoglarının platform kısımları akrilik rezin bloklar içine gömülürken, desteklerle ilişkilerinin daha iyi izlenebilmesi ve tam olarak adapte edilebilmesi için akrilik seviyesinden 1 mm daha yukarıda bırakılmıştır (Şekil 3.3 a).

Bilgisayar destekli teknoloji kullanılarak döküm için inley mumu frezelenmiştir. Öncelikle abutmentler ekstraoral tarayıcı (inEos X5, Dentsply Sirona, Amerika) yardımıyla taranmıştır, daha sonra bilgisayar destekli (inLab CAD software, Dentsply Sirona, Amerika) tam anatomik, tek kron alt birinci molar olarak ve köprü örnekleri alt birinci premolar ile birinci molar destek ve ikinci premolar gövde olacak şekilde restorasyon tasarımı yapılmıştır. Restorasyonların abutmentlere istenilen adaptasyonu sağlayabilmesi için siman aralığı 50 µm olacak şekilde tasarlanmıştır. Daha sonra mum modelleri, 98.5 mm çap ve 14 mm kalınlığında mum diskleri (on dent, Wax-on, WGS-9814, Türkiye) kullanılarak elde edilmiştir (inLab MC X5, Dentsply Sirona, Amerika) (Şekil 3.3).

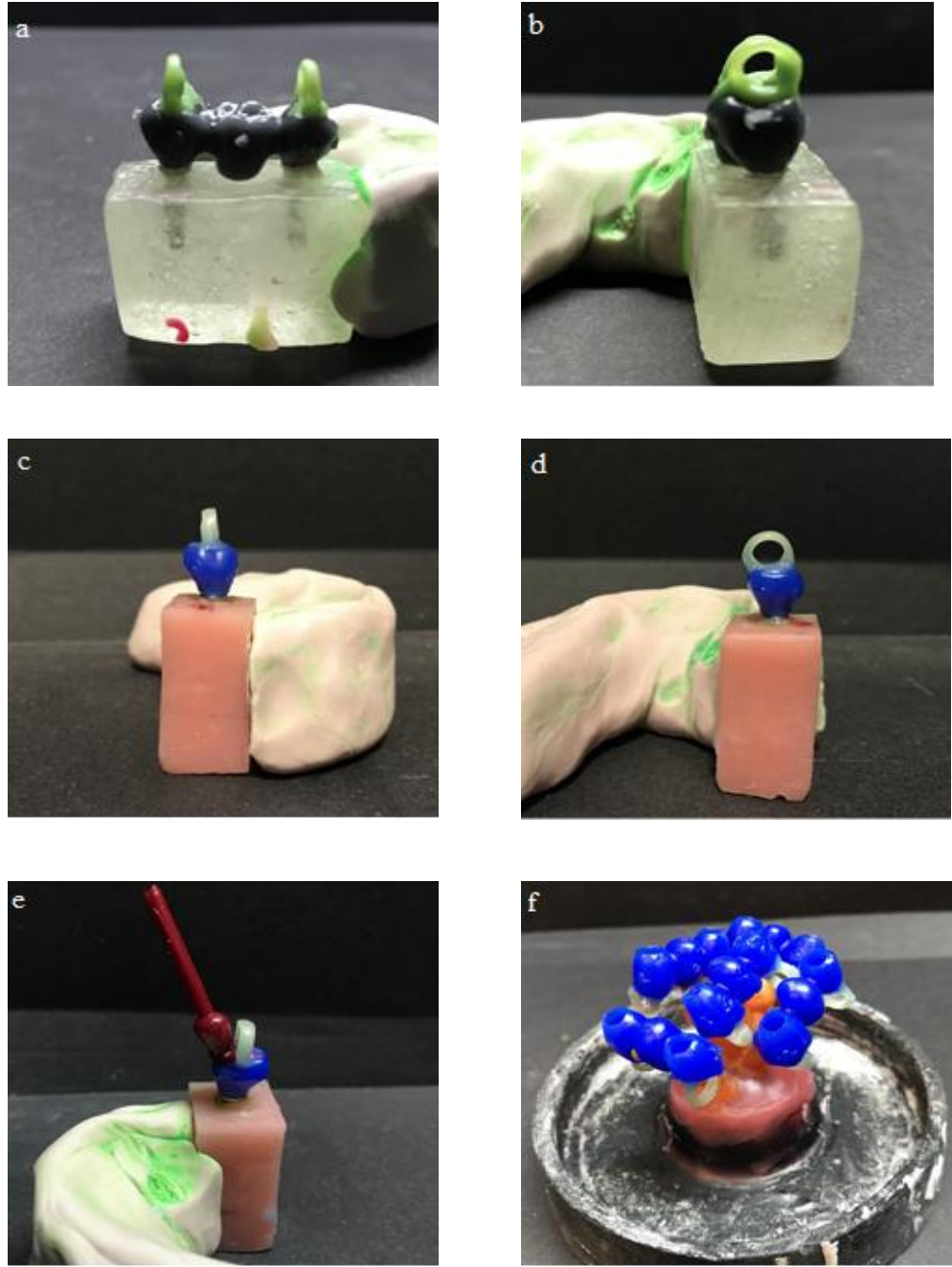
Gerilim bağlanma dayanım testi için bukkolingual yönde ve abutmentin vertikal ekseni ile paralel halkalar tasarlanmış olup, bu halkalar tek kron modellerinde, tüberkül tepelerinde ve köprü modellerinde iki halkadan biri birinci premolar ve diğeri molar dişin bukkal ve lingual tüberkülü üzerinde olacak şekilde geleneksel mum modelajı yapılmıştır. Geleneksel döküm yöntemiyle restorasyon üzerindeki halkalar hazırlanmıştır (Şekil 3.4 a,b,d,c).



Şekil 3.2: Çalışma örneklerinin tasarımı: Gerilim bağlanma testi sırasında universal test makinesine bağlantı sağlamak amacıyla, (Sol) metal halka ile tasarlanmış kron, (sağ) birinci premolar ve birinci molar üzerinde iki halka ile tasarlanmış posterior sabit parsiyel protez.



Şekil 3.3: Çalışma örneklerinin hazırlanması, akrilik rezine gömülüş direk abutment analogları (a), blokların taranması (b), restorasyonun dijital ortamda tasarlanması(c), Tasarlanan kron (d) ve köprü (e) restorasyonun görüntüsü, disklerin frezelenmesi (f).



Şekil 3.4: Gerilim bağlanma dayanım testi için köprü restorasyon üzerine yerleştirilen halkaların bukkal görüntüsü (a), köprünün distal görüntüsü (b), kronun bukkal görüntüsü (c), kronun distal görüntüsü (d), mum modellerin manşete bağlanması (e,f).

Mum modeljından sonra mum modeller manşete bağlanmış ve fosfat bağlı revetmanda (Sherafina-Rapid; Shera Werkstoff-Technologie GmbH ve Co KG, Almanya) döküm işlemi yapılmıştır (Şekil 3.4 e,f). Baz metal (Kobalt-krom) alaşımında (Eisenbacher, Dentalwaren ED GmbH, Almanya) döküm ve temizleme işlemi gerçekleştirildikten sonra restorasyonlar otoklavda sterilize edilmiştir. Eşleştirilen metal restorasyonların iç yüzeyleri ve marjinal adaptasyonları düzenlendikten sonra döküm restorasyonlar, implant abutmentleri ve implant laboratuvar analogları simantasyona hazır hale getirilmiştir. Restorasyonları yapıştırmak için kullanılan simanlara göre çalışma örnekleri sekiz alt gruba (n = 14) ayrılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Çalışmada tasarlanan 8 grup örnek.

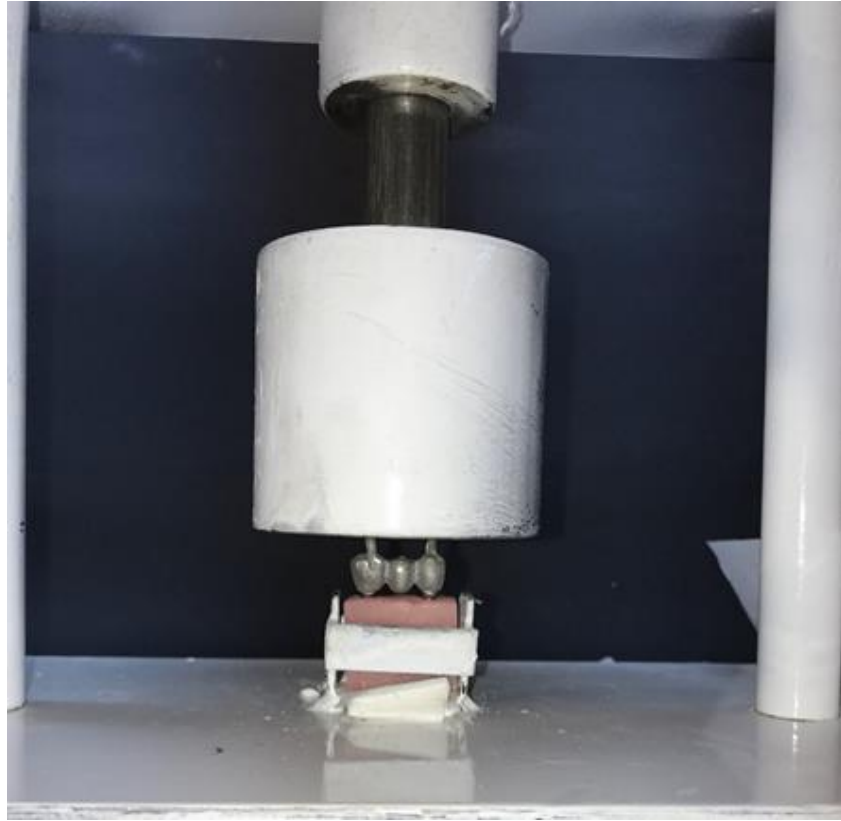
Her dental simanın kompozisyonu ve üretici detayları Tablo 1'de verilmiştir. Bu çalışmada klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılan geçici siman (Dentotemp), çinko fosfat (Harvard, Harvard), rezinle modifiye cam iyonomer (RelyX™ Luting Plus), ve self-adeziv rezin (RelyX™ U200 Automix) simanlar kullanılmıştır. Her yapıştırma simanı üretici tavsiyelerine göre uygulanmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan simanlar.

Siman adı	Siman tipi	Bileşim	Üretici firması
Harvard	Çinko fosfat siman	Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit Likit: fosforik asit	Harvard dental international, Almanya
RelyX™ U200 Automix	Self-adeziv rezin siman	Baz: fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat monomerleri, dolgular, başlatıcı bileşenler, Stabilizatörler Katalizör: metakrilat monomerleri, Alkali dolgular, dolgular, başlatıcı bileşenler, Stabilizatörler, pigmentler	3M-ESPS dental products, Amerika
RelyX™ Luting Plus	rezinle modifiye cam iyonomer siman	Pat A: radyopak floro-alüminosilikat camı, opaklaştırıcı madde, HEMA, su Pat B: zirkonya silika dolgusu, metakrilat polikarboksilik asit, HEMA, BisGMA, su, potasyum persülfat	3M- ESPS dental products, Amerika
Dentotemp	Öjenol içermeyen, akrilik-üretan polimer esaslı geçici siman	Baz: 2-propenoik asit, 2-metil-, 1,2-etandiilbis ester, 2-hidroksietil metakrilat Katalizör: 2-propenoik asit, 2-metil-, 1,2-etandiilbis esteri	Itena clinical, Fransa

Simanlar hava kabarcığı kalmayacak şekilde metal restorasyonlara yerleştirilerek parmak basıncı ile 10 saniye kadar sabitlenmiştir.

Bir demir taban ve tabanın ortasından yükselen dikdörtgen bir alandan oluşan özel olarak tasarlanmış bir aparat yardımı ile örneklere basınç uygulanmıştır (Şekil 3.6). Dikdörtgen alanın işlevi numunenin sabitlenmesi olup, cihazın üst kısmında, 6 kg ağırlık taşıyan bir çubuk ile bir delik bulunmaktadır. Bu ağırlık, örneğe 10 saniye boyunca uygulanmıştır. Üretici firmanın talimatlarına göre, siman sertleştikten sonra taşkın siman artıkları bir sond yardımı ile temizlenmiştir.



Şekil 3.6: Simantasyondan sonra 6 kg kuvvet uygulamak için özel olarak tasarlanmış hidrostatik basınç makinesi.

Bunun ardından, tüm çalışma modelleri 72 saat boyunca Yakın Doğu Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan etüvde (W.C Herauf Hanav, RT 360-003125, Japonya), 37°C' de distile su içerisinde saklanmıştır (Şekil 3.6). Çalışmada çalışma gruplarına 10000 defa, 6.5°C ve 60°C arası, bekleme süresi 45 sn olacak şekilde termal siklus yaşlandırmasına tabi tutulmuştur. Termal siklus uygulamasının ardından, marjinal sızıntı değerlendirilmesi için her bir gruptan 7 örnek 24 saat boyunca Yakın Doğu Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Patoloji AD'da hazırlanan % 0.5'lik bazik fuksin solüsyonuna daldırılmıştır.

Mikrobiyolojik değerlendirme için *Escherichia coli* (*E.coli*) (ATCC 2595) ihtiva eden süspansiyon kullanılmıştır. *Escherichia coli* gram negatif, hareketli, fakültatif anaerobik bir bakteridir. In vitro çalışmalarda kontaminasyon amacıyla yaygın olarak kullanılan bir test mikroorganizmasıdır (Alves ve ark., 2016). Marjinal sızıntı değerlendirilmesi yapılan örneklerden geriye kalan modeller etilen oksit kullanılarak sterilize edilmiştir. Her gruptan bir örnek, kolonizasyon ve tespit tekniklerini doğrulamak için 5 gün boyunca distile su içinde inkübe edilmiştir. Bu örnekler negatif kontroller olarak kullanılmıştır. Her gruptan kalan altı örnek, aerobik koşullar altında 37 ° C'de 5 gün boyunca 500 mL 15x10⁸ UFC / ml'lik konsantrasyonda *E.coli* ihtiva eden beyin-kalp infüzyon sıvı (BHI) besiyerinde inkübe edilmiştir. Bu kontaminasyon sıvısının hacmi, metal restorasyonları ve abutment birleşik kısmını kaplamak için yeterli olmalıdır. Kontaminasyon ortamı 48 saatte bir değiştirilmiştir. Ardından, modeller çıkarıldıktan sonra % 0.9 salin ve % 70 etanol ile çalkalanmıştır.

Marjinal sızıntı değerlendirilmesi için boya içine yerleştirilen veya mikrobiyolojik değerlendirme için kontamine ortama yerleştirilen tüm çalışma modellere gerilim bağlanma dayanım testine tabi tutulmuştur. Modeller, universal test makinesinin (Instron, Canton, MA) alt üyesine sıkıca tutturulup esnemeyen naylon ip yardımıyla tek eksenli yükleme yapılmış, restorasyon

ayrılana kadar 0,05 inç / dakika (0,125 cm / dakika) çapraz kafa hızı uygulanmıştır (Şekil 3.7). Gerilim değerlerinin cinsinden yapıştırma simanlarının çekme testinde gösterdikleri kaydedilmiştir.



Şekil 3.7: Gerilim bağlanma dayanımı test düzeneği

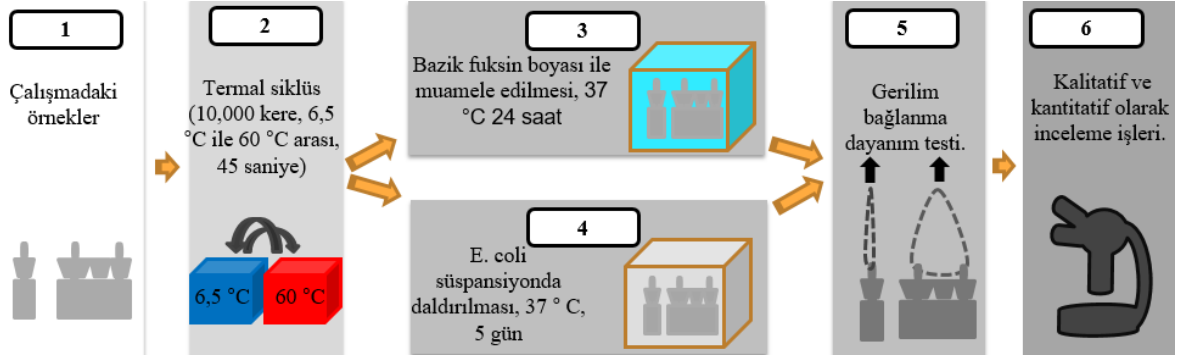
Gerilme bağlanma testinden sonra, örneklerin kırık modunu (adeziv veya koheziv) tespit etmek için stereomikroskop (Leica S8 APO, Leica microsystem, Türkiye) kullanılarak niteliksel olarak inceleme yapılmıştır. Her restorasyon stereomikroskop altında bukkal ve lingual yüzeyden iki kez değerlendirilmiştir. Çalışma gruplarının ve test protokolünün akış çizelgesi Şekil 3.8'de sunulmaktadır.

Marjinal sızıntı, Tjan ve Chiu yönteminden uyarlanan aşağıdaki kriterler kullanılarak değerlendirilmiştir:

Sınıf 0: Restorasyon iç yüzeyinde bazik fuksin boyası görülmemiştir (sızıntı yok).

Sınıf 1: Sızıntı, restorasyonun iç yüzeyinin alt yarısındaki bölgede sınırlanmıştır.

Sınıf 2: Sızıntı, restorasyonun iç yüzeyinin alt yarısındaki bölgeyi geçmiştir.

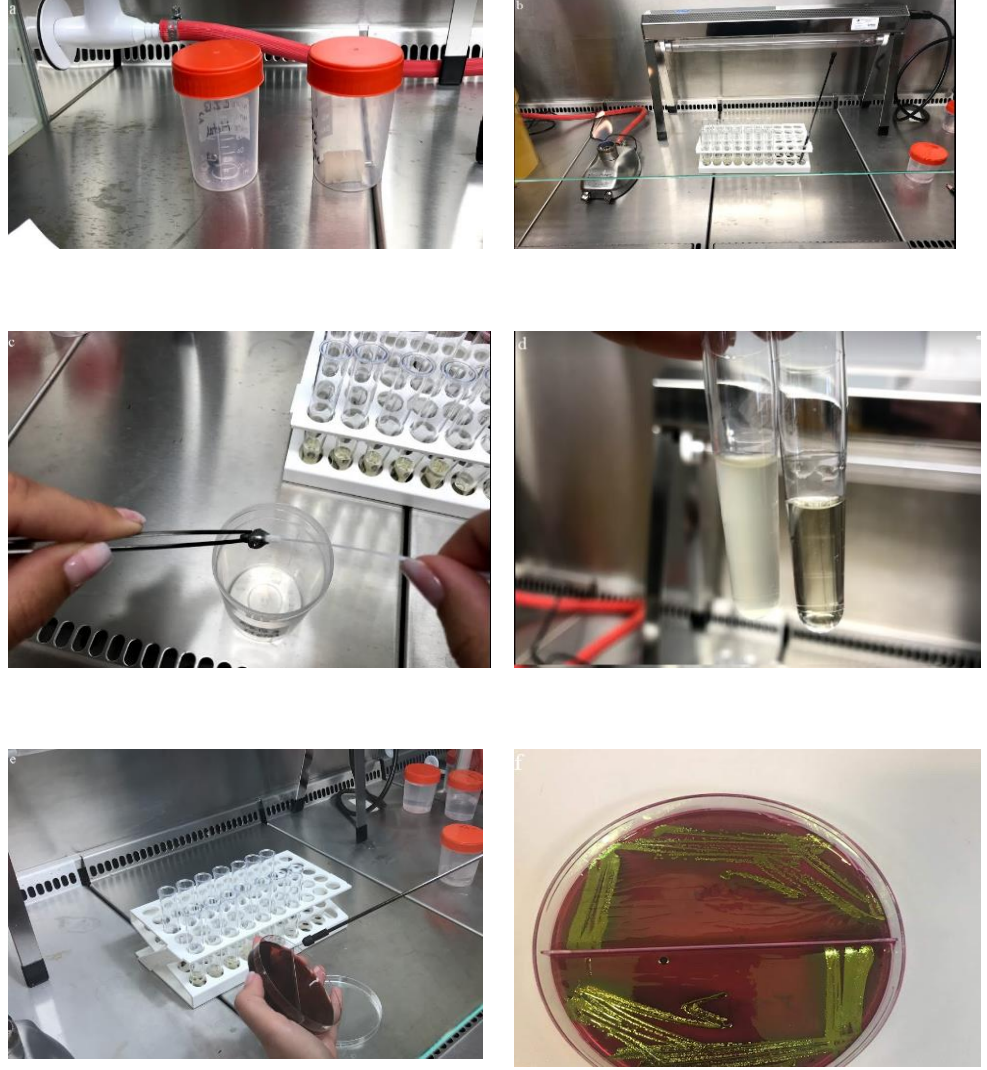


Şekil 3.8: Çalışma gruplarının ve test protokolünün akış çizelgesi.

Mikrobiyolojik testler için, steril koşullar altında abutmenttan sökülen metal restorasyonların iç yüzeyinden steril mikro fırçalarla örnek alınmıştır (Şekil 3.9 a,b,c). Kontaminasyonu analiz etmek için, her bir örnek BHI besiyeri ortamında 24 saat 37 ° C'de inkübe edilmiştir. Koloni sayımı için her bir örnek önce BHI besiyeri içerisinde inkübe edilmiş ve daha sonra koloni sayımları

için Eosin-metilen blue agar (EMB) katı besiyerinde ekim yapılmıştır. 24 saat inkübasyon sonunda koloni sayıları (CFU/mL) hesaplanmıştır (Şekil 3.9 d,e,f).

Çalışmada genel özellikler hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı istatistikler yapılmıştır. Sürekli Değişkenlere ait veriler Aritmetik Ortalama, Standart Sapma şeklinde verilmiştir. Niteliksel veriler için Sayı ve Yüzde ile dağılımlar hakkında bilgi verilmiştir. Sürekli değişkenlere ait verilerin Normal Dağılıma uyup uymadıklarına “Levenee testi” ile bakılmıştır ($p < 0.05$). Ölçümle belirtilen değişkenler için (ikiden çok boyut olduğunda), gruplar arası farkları bulmak için “İki Yönlü Varyans Analizi (Univariate Analysis of Variance)” testi kullanılmıştır. Varyans Analizinde gruplar arasında fark bulunduğu ($p \leq 0.05$) ise gruplar ikişer ikişer Post Hoc testlerinden “Tukey HSD” ile karşılaştırılmıştır. Kesikli değişkenler için, değişkenler arası ilişki olup olmadığına ise “Ki-Kare testi” ve “Fisher Kesin Ki-Kare testi” ile bakılmıştır. Önemlilik değeri 0.05’den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Hesaplamalar hazır istatistik yazılımı ile yapılmıştır (IBM SPSS Statistics 21, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).



Şekil 3.9: Mikrobiyolojik test için kullanılan restorasyon görüntüsü (a), Mikrobiyolojik testler sırasında çalışılan steril alan (b), Sökülen restorasyonların iç yüzeyinden örnek alınması (c), bakteri süspansiyonun hazırlanması (d) inkübasyon sonrası koloni sayımları için katı besiyerine ekimlerin yapılması (f) Koloni sayılarının belirlenmesi

4. BULGULAR

Kron ve köprü restorasyonlarını abutmentlerden ayırmak için gereken ortalama gerilme kuvveti arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p = 0.005$); kron ve köprü restorasyonlarının retansiyonunun sağlamlığında kullanılan dental simanlara göre ayarlanan alt gruplar arasındaki ortalama gerilme kuvvetleri de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

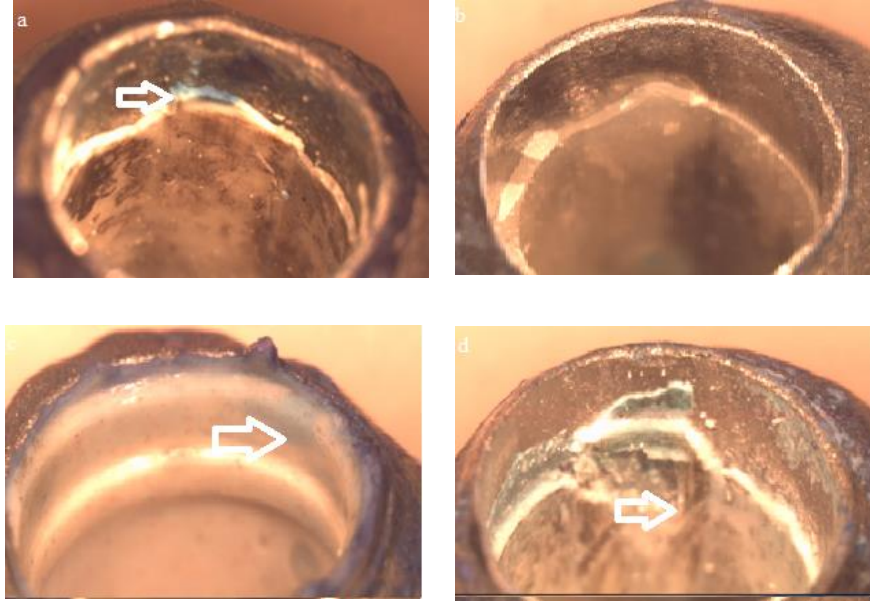
Bu çalışmada köprü restorasyonları şeklinde tasarlanan örneklerin gerilme kuvveti (874 N), kronların gerilme kuvveti ortalamasından (705 N) daha yüksek bulunmuştur. Bunun yanı sıra, retansiyonu farklı dental simanlarla sağlanan kron ve köprü grupları için, farklı gerilim bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Çinko fosfat simanın en yüksek gerilme bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur (1298 N). Çinko fosfat simanı, self-adeziv rezin siman, (1027 N) ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer (646 N) siman takip etmiştir. Geçici siman ise istatistiksel olarak en düşük bağlanma değerine (187 N) sahip olarak kaydedilmiştir. Bu aşamada ise; farklı restorasyon tasarım gruplarıyla (kron ve köprü), dört farklı siman grupları (rezinle modifiye cam iyonomer siman , self-adeziv rezin siman, geçici siman ve çinko fosfat siman) arasındaki fark Post Hoc (İkişerli Karşılaştırma) testlerinden Tukey HSD testi ile karşılaştırmaları yapılmıştır. Tüm gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir ($p \leq 0.0001$) (Tablo 4.1).

Gerilme bağlanma dayanımı testinden sonra simanların marjinal sızıntı (Şekil 4.1) araştırılmıştır. Self-adeziv rezin siman ile simante edilen kron örnekler en düşük sızıntı derecesini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, Şekil 4.2'te gösterildiği gibi diğer üç siman grubunun tüm örneklerinde farklı seviyelerde sızıntı gözlemlenmiştir. Kron restorasyonlarında marjinal sızıntı insidansı köprülerden daha yüksek çıkmıştır. Köprü örnekleri self-adeziv rezin siman örneklerinde en düşük sızıntı seviyesini işaret etmiştir. Ek olarak, cam

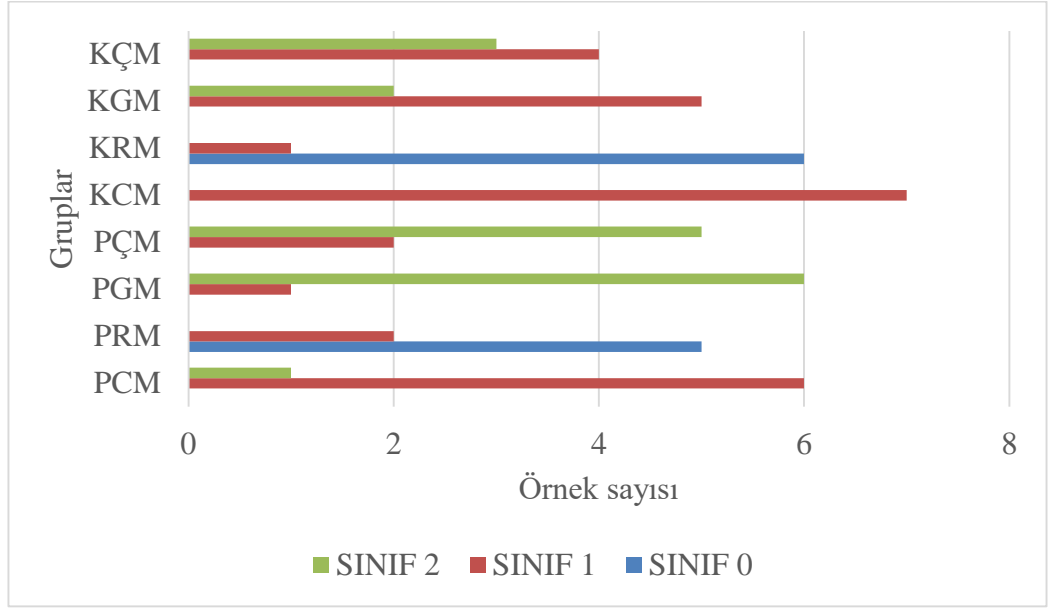
iyonomer grubunda, kron restorasyonlarına benzer şekilde, tüm numunelerde 1. sınıf sızıntı kaydedilmiştir. 2. sınıf mikrosızıntı ise sadece geçici siman ve çinko fosfat siman gruplarında görülmüştür.

Tablo 4.1: Örneklerin gerilme bağlanma dayamı ortalama değerleri. SS Standart sapmaları, * Kron ve köprü gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler, ** Dört farklı siman grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler, *** Bütün grupların birbiriyle karşılaştırılması sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler (a, b, c, d, e, ve f harfler; grupların birbiriyle karşılaştırılması sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler).

		Restorasyon Tasarımı		
		Köprü	Kron	p = 0.005 *
Simanlar	Rezinle modifiye cam iyonomer siman	736.82 N ^{a, b, c} SD= 146.00	555.59 N ^{a, b, c} SD= 181.43	
	Self-adeziv rezin siman	1287.77 N ^{a, d, e} SD= 317.23	765.97 N ^{a, d, e} SD= 136.86	
	Geçici siman	117.34 N ^{b, d, f} SD= 86.25	257.18 N ^{b, d, f} SD= 213.21	
	Çinko fosfat siman	1355.03 N ^{c, e, f} SD= 298.15	1240.16 N ^{c, e, f} SD= 234.36	
	p 0.0001 **			p = 0.002 ***

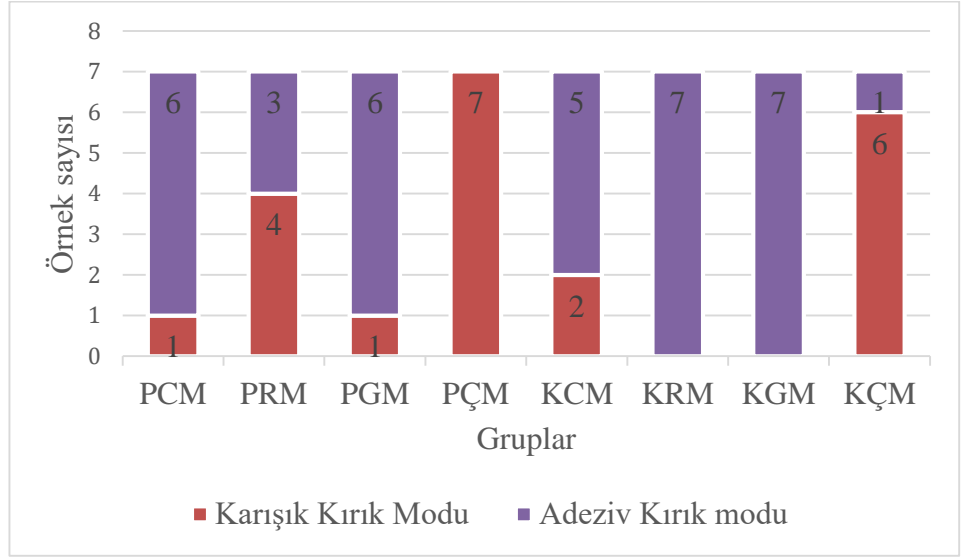


Şekil 4.1: Marjinal sızıntı değerlendirmesinde kullanılan metal restorasyonun iç yüzeyinin stereomikroskop görüntüleri. (a) rezinle modifiye cam iyonomer siman (b) self-adeziv rezin siman (c) geçici siman (d) çinko fosfat siman, (büyütme $\times 40$).



Şekil 4.2: Marjinal sızıntı değerlendirilmesi. PCM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PGM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PÇM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; KCM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KGM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KÇM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan kron.

Simanların kırık modunun çoğu adeziv olarak bulgulanmıştır. Bazı örneklerde adeziv kırık ile birlikte koheziv kırık da izlenmiş olup, bunlar karışık kırık modu olarak kabul edilmiştir. Karışık kırık, örneklerin %37,5'inde kaydedilmiş olup, karışık kırık gösteren örneklerin çoğunun çinko fosfat ile simante edildiği not edilmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Her grup için karışık ve adeziv kırık insidansı (n= 7). PCM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PGM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; PÇM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; KCM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KGM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan kron; KÇM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan kron.

Marjinal sızıntı değerlendirilmesi yapılan örneklerden her gruptan bir örnek, kolonizasyon ve tespit tekniklerini doğrulamak için 5 gün boyunca distile su içinde inkübe edilmiştir. Bu örnekler negatif kontroller olarak kullanılmıştır. Negatif grup örneklerinden hiçbirinde CFU *E coli* tespit edilmemiştir. *E coli* için CFU'ların sayısı ile ilgili olarak, sonuçlar kron ve köprü restorasyonları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($P = 0,25$). Siman grupları arasındaki fark ise anlamlı bulunmuştur ($P \leq 0.001$). Self-adeziv rezin siman örnekleri en düşük kontaminasyon seviyesini göstermiştir. Self-adeziv rezin siman ile retansiyonu sağlanan altı köprü restorasyon grubu arasında kontaminasyon tespit edilmemiştir. Self-adeziv rezin siman ile retansiyonu sağlanan iki kron da bakteriyel kontaminasyon hiç görülmemiştir.

Çinko fosfat ve rezinle modifiye cam iyonomer siman örnekleri aynı miktarda bakteri kontaminasyonunun sahip olarak kaydedilmiştir, ancak bu gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Diğer tüm siman gruplarıyla karşılaştırıldığında geçici siman örneklerinde en yüksek bakteri kontaminasyon seviyesi bulgulanmıştır (Tablo 4.2 ve 4.3).

Tablo 4.2: *E coli* için CFU'ların sayısının ortalama değerleri. SS Standart sapmaları, * Kron ve köprü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler, ** Dört farklı siman grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler, *** Bütün grupların birbiriyle karşılaştırılması sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler (a, c, ve e harfler; grupların birbiriyle karşılaştırılması sonucu istatistiksel olarak anlamlı olmayan fark gösteren değerler. b, d ve f harfler; grupların birbiriyle karşılaştırılması sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren değerler).

		Restorasyon Tasarımı		
		Köprü	Kron	p = 0.25 *
Simanlar	Rezinle modifiye cam iyonomer siman	4000 CFU/ML ^{a, b, c} SD= 4647.580	4000 CFU/ML ^{a, b, c} SD= 4647.580	
	Self-adeziv rezin siman	00 CFU/ML ^{a, d, e} SD= .000	6.67 CFU/ML ^{a, d, e} SD= 5.164	
	Geçici siman	5500 CFU/ML ^{b, d, f} SD= 4929.503	55000 CFU/ML ^{b, d, f} SD= 49295.030	
	Çinko fosfat siman	2020 CFU/ML ^{c, e, f} SD= 3937.710	55 CFU/ML ^{c, e, f} SD= 49.295	
p 0.0001 **				p = 0.002 ***

Tablo 4.3: Tüm örneklerde izlenen bakteriyel kontaminasyon değerleri. BGM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; BRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; BTM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; BZM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan köprü; CGM= rezinle modifiye cam iyonomer siman ile tutuculuğu sağlanan kron; CRM= self-adeziv rezin siman ile tutuculuğu sağlanan kron; CTM= geçici siman ile tutuculuğu sağlanan kron; CZM= çinko fosfat siman ile tutuculuğu sağlanan kron.

Kron örnekleri		Köprü örnekleri	
	KOLONİ SAYISI		KOLONİ SAYISI
CGM-1	10 ⁴ cfu/mL	BGM-1	10 ³ cfu/mL
CGM-2	10 ³ cfu/mL	BGM-2	10 ⁴ cfu/mL
CGM-3	10 ⁴ cfu/mL	BGM-3	10 ³ cfu/mL
CGM-4	10 ³ cfu/mL	BGM-4	10 ³ cfu/mL
CGM-5	10 ³ cfu/mL	BGM-5	10 ³ cfu/mL
CGM-6	10 ³ cfu/mL	BGM-6	10 ⁴ cfu/mL
CGM-7 (KONTROL)	NEGATİF	BGM-7 (KONTROL)	NEGATİF
CRM-1	10 ¹ cfu/mL	BRM-1	NEGATİF
CRM-2	10 ¹ cfu/mL	BRM-2	NEGATİF
CRM-3	NEGATİF	BRM-3	NEGATİF
CRM-4	10 ¹ cfu/mL	BRM-4	NEGATİF

CRM-5	10 ¹ cfu/mL	BRM-5	NEGATİF
CRM-6	NEGATİF	BRM-6	NEGATİF
CRM-7 (KONTROL)	NEGATİF	BRM-7 (KONTROL)	NEGATİF
CTM-1	10 ⁴ cfu/mL	BTM-1	10 ³ cfu/mL
CTM-2	10 ⁵ cfu/mL	BTM-2	10 ³ cfu/mL
CTM-3	10 ⁵ cfu/mL	BTM-3	10 ⁴ cfu/ML
CTM-4	10 ⁴ cfu/mL	BTM-4	10 ⁴ cfu/mL
CTM-5	10 ⁴ cfu/mL	BTM-5	10 ³ cfu/mL
CTM-6	10 ⁵ cfu/mL	BTM-6	10 ⁴ cfu/mL
CRM-7 (KONTROL)	NEGATİF	BTM-7 (KONTROL)	NEGATİF
CZM-1	10 ² cfu/mL	BZM-1	10 ¹ cfu/mL
CZM-2	10 ¹ cfu/mL	BZM-2	10 ³ cfu/mL
CZM-3	10 ¹ cfu/mL	BZM-3	10 ⁴ cfu/mL
CZM-4	10 ² cfu/mL	BZM-4	10 ³ cfu/mL
CZM-5	10 ¹ cfu/mL	BZM-5	10 ² cfu/mL
CZM-6	10 ² cfu/mL	BZM-6	10 ¹ cfu/mL
CZM-7 (KONTROL)	NEGATİF	BZM-7 (KONTROL)	NEGATİF

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Siman ile tutuculuğu sağlanan implant destekli sabit restorasyonların birçok avantajına rağmen, üç yılda normal fonksiyon altında %9,8 oranında desimantasyon gösterdiği kaydedilmiştir (Singer ve Serfaty, 1996; Hallgren ve ark., 2001). Retansiyondaki başarısızlığın nedeni oral kavitedeki multifaktöriyel ortamdır. Protez, yüksek nemli bir ortamda, geniş bir mikroorganizma spektrumuna, termal değişim ve kaldırma kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu faktörler simanın bağlanma dayanımını düşürürken, marjinal sızıntı insidansını da arttırmaktadır. Düşük bağlanma dayanımı ve artmış marjinal sızıntı insidansı da retansiyonun başarısızlığına yol açmaktadır (Singer ve Serfaty, 1996). Dental simanın bağlanma gücü ve marjinal uyumu birçok faktörle ilgilidir. Siman tipi, siman film kalınlığı, abutmentin şekli ve boyutu, abutment ve restorasyonun yüzey işlemleri, ısı değişimleri ve restorasyonun fonksiyon sırasındaki yük döngüsünün dental simanların bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu bilinmektedir (Norman ve ark., 1963; GaRey ve ark., 1994). Restorasyonlar ve (titanyum) abutmentler arasındaki bağlanma dayanımını incelemek için gerilme bağlanma testleri uygulanmaktadır (Kent ve ark., 1997; Kim ve ark., 2006).

Literatürde bulunan in vitro çalışmalarda (Mansour ve ark., 2002; Maeyama ve ark., 2005; Pan ve ark., 2006; Filho ve ark., 2016) farklı dental siman, implant sistemleri ve yapıştırma protokolleri kullanılmıştır ancak in vitro çalışmaların çoğu yalnızca implant üstü tek kronları incelemektedir. Bu çalışma, farklı simanlarla retansiyonu sağlanan farklı restorasyon tasarımlarının gerilme bağlanma dayanımı, marjinal sızıntı ve mikrobiyolojik kontaminasyonunu değerlendirmek için tasarlanmıştır.

Siman film kalınlığı, abutment boyutu ve şekli, abutment ve restorasyona uygulanan yüzey işlemleri ve yaşlandırma yöntemi gibi diğer tüm parametreler tüm örnekler için standardize edilmiştir. Bu amaçla, restorasyonu dökmeden

önce inley mum diskleri bilgisayar destekli teknoloji kullanarak frezelenerek restorasyonun şekli, boyutu ve siman kalınlığı standardize edilmiştir. Metal restorasyonların dijital olarak tasarlanması sırasında, siman film (50 µm) kalınlığına ve marjinal adaptasyona dikkat edilmiştir.

Simantasyon sırasında siman boşluğunun varlığı restorasyonların yükselmesini ve iç stres oluşumunu engellediği için marjinal sızıntının azalmasını ve restorasyonun daha retantif olmasını sağlamaktadır (Grajower ve Lewinstein, 1983; Psillakis ve ark., 2001).

Diş hekimliğinde, restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler marjinal uyumu etkilenmektedir. Direkt olarak teknisyenin elinde şekillenip üretilen protezlerde teknisyenin yeteneği ve dolayısıyla proteze olan katkısı önemlidir. Ayrıca protezlerin üretiminde uygulanan prosedürün çok aşamalı olması ve her bir aşamanın ayrıntıları ve bu esnada oluşabilecek hatalar da protezin prognuzunu etkileyen diğer ayrıntılardır (Psillakis ve ark., 2001). Konvansiyonel yöntemle elde üretilen metal restorasyonlarda siman film aralığını ayarlamak amacı ile metal restorasyonların mum modelajı sırasında 25 µm kalınlığında bir parça platin folyo kullanılmıştır (Pan ve ark., 2006; Gultekin ve ark., 2013). Başka bir çalışmada (El-Helbawy ve ark., 2016) ise abutmentin tüm yüzeyine *die spacer* uygulanmıştır. Siman film kalınlığı, restorasyonun prepare edilmiş dişe uygun şekilde oturmasını sağlayacak kadar geniş olmalı, ancak marjinal boşluğa neden olmayacak kalınlıkta olmamalıdır (Gultekin ve ark., 2013). Marjinal boşluğa sahip siman ile tutuculuğu sağlanan restorasyonlarda siman çözünmesi ve mikrosızıntı görülme ihtimalinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (El-Helbawy ve ark., 2016). Bu yüzden sabit bölümlü protezler için kabul edilebilen marjinal boşluk miktarı hususunda bir tartışma mevcuttur (McLean ve Von 1971; El-Helbawy ve ark., 2016). Literatüre göre (McLean ve Von 1971; El-Helbawy ve ark., 2016) 100 µm marjinal boşluk tolere edilebilmektedir ve klinik şartlar altında 80 µm'den az bir marjinal boşluğu tespit etmek zordur. Restorasyon ve abutment arasında

ayarlanan siman kalınlığı 50 µm olmalıdır (Grajower ve Lewinstein 1983; Psillakis ve ark., 2001). Bu miktarın siman film için 30 µm ve inley mumunun büzülmesi için 20 µm olması gerektiği bulgulanmıştır (Grajower ve Lewinstein 1983; Psillakis ve ark., 2001). Ayrıca ideal restorasyonun elde edilebilmesi için, siman aralığı restorasyonun tüm bölgelerinde uniform kalınlıkta olmalıdır. CAD-CAM sistemleriyle elde edilen alt yapıların en önemli özelliği pasif uyum sağlayabilmek amacıyla geliştirilmiş program içinde, uniform siman aralığı ayarlanmasını sağlayan bir algoritma yardımıyla üretilmeleridir (El-Helbawy ve ark., 2016). Çalışmada tüm restorasyonlar için siman film kalınlığının 50 µm olması planlanmıştır. Bu alışmada CAD-CAM teknolojisinin kullanılması tüm restorasyonların eşit siman kalınlığına sahip olarak tasarlanmasını sağlamıştır.

Dental literatürde (Liang ve ark., 2016; Bhushan ve ark., 2017), simantasyon kaynaklı marjinal uyumsuzluğu önlemek için implant destekli restorasyonların simantasyonunda iki farklı klinik teknik kullanılmıştır. İlk teknikte, model üzerinde restorasyonu yerleştirmek ve artan simanı temizlemek için akrilik rezinden yapılmış abutment replika parçası oluşturulmuştur. Titanyum abutmentin silikon ölçüsü alınıp patern rezin ile alınan ölçü dökülmektedir. İlk olarak restorasyon, seçilen siman ile doldurulur ve restorasyon akrilik rezin replika üzerine sıkıca oturtulur. Restorasyon akrilik rezin abutment replika üzerindeyken marjinalde artan siman temizlenir. Hemen ardından, replika restorasyondan çıkarılır ve restorasyonun i yüzeyine ince bir siman tabakası yayılır. Daha sonra restorasyon ağız içindeki titanyum abutment üzerine oturtulur (Bhushan ve ark., 2017). İmplant destekli restorasyonların simantasyonu sırasında bir abutment replikası uygulanmasının, restorasyon ile abutment arasındaki uyumsuzluğu azalttığı bulunmuştur (Liang ve ark., 2016; Bhushan ve ark., 2017). Ancak, abutment replikanın hazırlanması ve simantasyonu uzun prosedürler olduğu için uzun implant destekli köprülerin yapıştırılması için uygun bir teknik değildir.

İkinci simantasyon tekniğinde, artan siman miktarını azaltmak için restorasyonların aksiyel duvarlarının servikal yarısına kadar siman uygulanmasıdır. Restorasyon ağıza yerleştirilirken dental simanın eşit dağılımının sağlanması; retansiyonu güçlendirmesi ve marjinal sızıntı insidansını azaltması gibi artı özellikleri nedeniyle bu teknik implant destekli sabit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. Bu in vitro çalışmada, örnek sayısının fazla olması nedeniyle ikinci simantasyon tekniği kullanılmıştır.

Siman ile tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonlar için en uygun simanı bulmak için birçok benzer in vitro çalışma yapılmıştır (Mansour ve ark., 2002; Maeyama ve ark., 2005; Pan ve ark., 2006; Filho ve ark., 2016). Bu çalışmalar her bir simanın performansının karşılaştırılmasına yöneliktir. Bu in vitro çalışmalar (Mansour ve ark., 2002; Maeyama ve ark., 2005; Pan ve ark., 2006; Filho ve ark., 2016), farklı simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini sunmakta yararlı olmaktadır. Ancak, her çalışmada kullanılan farklı metodolojiler ve yaşlandırma yöntemleri nedeniyle sayısal sonuçların karşılaştırılması pek mümkün değildir (Mansour ve ark., 2002; Liebermann ve ark., 2017). Ağızdaki termal değişiklikler ve yük döngüsü, simanlar için önemli degradasyon etkisine sahiptir. Bu yüzden in vitro çalışmalarda oral koşulları simüle etmek için birçok yaşlandırma yönteminin kullanılması gerekmektedir (Naumova ve ark., 2018). Bazı araştırmacılara göre (Maeyama ve ark., 2005; Farzin ve ark., 2014), yaşlandırma yöntemi olarak numunelerin 24 saat 37 ° C'de inkübe edilmesi endikedir. Ancak normal fonksiyon sırasında, restorasyon gün boyunca sürekli tekrarlanan ısı değişikliklerine tabidir. Bu nedenle, in vitro çalışmalarda oral koşulları simüle etmek için termal siklus uygulanması gereklidir (Michalakakis ve ark., 2007; Nejatidanesh ve ark., 2012). Farklı yaşlandırma yöntemleri arasında karşılaştırma yapılan bir çalışmada (Naumova ve ark., 2018), implant destekli restorasyonun bağlanma dayanımının yaşlandırma yöntemlerine göre değiştiği bulunmuştur (Naumova

ve ark., 2018). Michalakos ve arkadaşları (2007) tarafından yapılan çalışmaya göre; termal siklüs, siman ile tutuculuğu sağlanan implant destekli sabit restorasyonlar üzerinde etkili bir yaşlandırma yöntemi olarak bulunmuştur. Termal siklüs sonrası tüm örneklerin maksimum bağlanma dayanımında (çekme kuvveti) belli oranda azalma izlenmiştir. Başka bir in vitro çalışmada (Dudley ve ark., 2008), cam iyonomer siman ve öjenol içermeyen geçici siman, artan sayıdaki termal siklüsler ile maksimum retansiyon dayanımı açısından olumsuz yönde önemli bir fark göstermiştir. Bu çalışmada, örneklerin sıcaklık değişimlerinin 6,5 °C ile 60 °C arasında olduğu, 10.000 devir distile sudaki termal siklüs uygulamasında yapılması planlanmıştır. Bu siklüs de bir yıllık ağız fonksiyonuna karşılık gelmektedir (Nejatidanesh ve ark., 2012). Bu termal değişim aralığının siman ile metal arasındaki adezyon bağlantısında mekanik değişikliklere ve bağ kuvvetinde belirgin bir düşüşe neden olduğu ve metal restorasyonların altındaki simana ulaşmak için yeterli olduğu bildirilmiştir (Filho ve ark., 2016).

Farklı dental simanların bağlanmadaki etkisinin yanında, abutmentin yüzey alanı da restorasyonun bağlanma dayanımını arttırmada önemli bir rol oynamaktadır (Pan ve ark., 2006; Okuyama ve ark., 2016). Bu sonuçlar bu tez çalışmasının sonuçları ile uyumludur. Bu çalışmada, köprü restorasyonlarını abutmentlerden ayırmak için gereken maksimum yükün (874 N) kron restorasyonlarının sökülmesi için gereken maksimum yükten (705 N) daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu durum, köprü örneklerinde iki abutmentin sağladığı daha geniş (abutment) yüzey alanı ile ilgilidir. Abutment yüzey alanı ile simanın bağlanması arasındaki pozitif ilişkiyi gösteren in vitro bir çalışmada (Farzin ve ark., 2014), simantasyon öncesi abutment duvarlarından biri elimine edilerek modifiye edilmiştir. Modifiye edilen simante abutmentlerin bağlanma dayanımında artış olduğu görülmüştür (Farzin ve ark., 2014). Bu artış, titanyum nitrür ile kaplanmayan abutment iç duvarlarına dental siman için bir giriş yolu oluşturan modifiye abutmentin yüzey alanındaki

genişleme ile açıklanmıştır (Tan ve ark., 2012). Abutment yüzey alanını genişletmek amacı ile kullanılan diğer bir yöntem, abutment yüzeylerinin pürüzlendirilmesidir. Abutment mikro-pürüzlülüğü, abutment yüzey alanını arttırarak gerilme bağlanma dayanımını artırmaktadır (Maeyama ve ark., 2005; Okuyama ve ark., 2016). Metal restorasyonların simantasyon işleminden önce abutmentin kumlanması veya metal primer uygulamasıyla uygun yüzey pürüzlülüğü oluşturulabilir (Okuyama ve ark., 2016). Abutment yüzeyinin pürüzlendirilmesi, siman ile retansiyonu sağlanan implant destekli restorasyonların gerilme dayanımını artırmak için kullanılan etkili bir faktör olarak bulunmuştur (Maeyama ve ark., 2005; Okuyama ve ark., 2016). Daha önce de belirtildiği gibi, siman bağlanma dayanımı sadece siman tipleriyle ilgili değildir. Bu çalışmanın amacı farklı simanların bağlanma dayanımını değerlendirmektir; bu nedenle siman tipi dışında, simanın bağlanma dayanımını etkileyen tüm faktörlerin ortadan kaldırılması planlanmıştır ve abutmentlere yüzey işlemi uygulanmamıştır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre gerilme bağlanma dayanımı en yüksek olan yapıştırma simanı çinko fosfat simandır. Başka bir çalışmaya göre cam iyonomer siman ve kompozit rezin siman çinko fosfat simandan daha düşük tutuculuk değeri göstermiştir (Clayton ve ark., 1997). Bu çalışma mevcut tez çalışmasına benzerlik göstermekle beraber, yapılan diğer çalışmaların sonuçlarıyla farklılık göstermektedir. Pan ve arkadaşları (2006), rezin simanın rezin ile modifiye cam iyonomer, polikarboksilat ve çinko fosfat simanlara göre bağlanma dayanımını daha yüksek olarak kaydetmiştir. Rezin siman, bu tez çalışmamızda en yüksek bağlanma dayanımına sahip çinko fosfat simana göre daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir. Adeziv primer, bağlanma dayanımını arttırmak için metal yüzey ile kimyasal olarak bağlanabilen bir madde içermektedir. Rezin simanı uygulamadan önce metal yüzeyleri üzerinde kullanılan adeziv primer, simanın bağlanma dayanımının yüksek olmasını sağlamıştır.

Bu tez çalışmasına benzer bir in vitro çalışmada (Maeyama ve ark., 2005), rezin simanın ve rezin modifiye cam iyonomer simanın bağlanma dayanımının, çinko fosfat siman, cam iyonomer siman ve çinko oksit öjenol geçici simanlardan daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Maeyama ve ark., 2005). Bu tez çalışmada rezin ile modifiye cam iyonomer için elde edilen gerilim bağlanma dayanım değerleri literatürde (Maeyama ve ark., 2005; Kappel ve ark., 2017) bulunan değerlerden daha düşüktür. Resin modifiye cam iyonomer neme karşı çok hassas bir siman olduğu için simanın gerilim bağlanma dayanımı değerleri termal siklüs uygulanmasından sonra belirgin bir şekilde azalmıştır (Pan ve ark., 2006). Ağız koşullarını simüle etmek için yaşlandırma yöntemi olarak herhangi bir termal siklüs veya çiğneme simülatörü kullanılmaması (Maeyama ve ark., 2005), bu tez çalışmadaki elde edilen daha düşük bağlanma dayanım değerlerindeki farkı açıklayabilmektedir.

Polikarboksilat siman, benzer iki in vitro çalışmada (Akça ve ark., 2002; Pan ve ark., 2006) implant destekli kronların simantasyonunda kullanılmıştır. Akça ve arkadaşlarının (2002) yaptığı bir çalışmada polikarboksilat siman çinko fosfat simandan daha yüksek tutuculuk gösterdiğinden, implant destekli sabit restorasyonların daimi simantasyonunda tercih edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak Akça'nın (2002) çalışmasında termal siklüs kullanılmamasına bağlı olarak polikarboksilat simanın tutuculuk değeri yüksek olarak not edilmiştir. Polikarboksilat simanın, ağız sıvılarında yüksek oranda çözünürlük özelliğine sahip olduğu ve titanyum üzerinde asit irritasyona sebep olduğu için implant destekli restorasyonlarda kullanılması önerilmemektedir (Pan ve ark., 2006). Bu yüzden tez çalışmamızda polikarboksilat siman kullanılmamıştır.

Bu tez çalışmamızda çalışmamızda kullanılan akrilik üretan bazlı geçici simanın tutuculuk değeri geleneksel geçici simandan (Çinko oksit ve öjenol içeren simanlar) daha yüksek bulunmuştur (Nejatidanesh ve ark., 2012). Bu sonuç, konuyla ilgili yapılmış diğer çalışma sonuçlarıyla benzerlik

göstermektedir (Michalakakis ve ark., 2007). Elde edilen retansiyon değerleri, akrilik üretan bazlı geçici simanın, geleneksel geçici siman kaynaklı desimantasyon ihtimaline karşı kullanımının faydalı olabileceğini göstermektedir. Özellikle yeterli geometrik konfigürasyona sahip tek ya da çoklu abutmente sahip implant destekli restorasyonların simantasyonunda, öncelikli olarak, daha az çözünürlüğe sahip akrilik bazlı geçici simanların kullanımı hem yeterli retansiyon direnci hem de gerektiğinde yerinden çıkarılabilme özelliğiyle klinisyenler açısından avantajlı bir durum yaratacaktır (Nejatidanesh ve ark., 2012). Bunlara ek olarak, kısa abutment boyuna ve aşırı konik tasarıma sahip implant destekli protezlerin simantasyonunda, akrilik üretan bazlı geçici simanların tercih edilmesi klinisyenler açısından daha faydalı olacaktır. Ayrıca anatomic sınırlamalar nedeniyle farklı açılarda yerleştirilmiş implantlarda, açılı çok sayıda abutment kullanımı gerektiğinde yetersiz retansiyon-rezistans formu nedeniyle rezin simanlara yakın tutuculuk değerlerine ihtiyaç duyulacaktır. Bu gibi durumlarda reçine simanların kullanımı hastayı ve hekimi tedavi başarısı açısından tatmin edecektir (Nejatidanesh ve ark., 2012). İmplant destekli protezlerde daimi siman kullanımıyla restorasyonun çevre yapılara zarar vermeden yerinden çıkarılması çoğunlukla mümkün olmamaktadır (Maeyama ve ark., 2005). Bu yüzden daimi simantasyon öncesi geçici simantasyon kullanımı gündeme gelmektedir. Bu çalışmanın aksine başka çalışmalara (White ve ark., 1993; White ve ark., 1995; Rosenstiel ve ark., 1998) göre, geçici simanların adezyon üzerindeki olumsuz etkilerinin öjenol içeriklerine bağlı olduğuna inanılmaktadır. Öjenol içeren geçici simanların, rezin simanların bağlantı dayanıklılığını azalttığı bildirilmiştir (White ve ark., 1995). Ancak öjenol içermeyen simanların da adezyon üzerinde olumsuz etkilere sahip olduğunu göstermiştir (White ve ark., 1993). Öjenol içeren ve içermeyen geçici simanların tüm adeziv sistemlerde bağlanma üzerinde olumsuz etkisinin olduğu da savunulmaktadır (Rosenstiel ve ark., 1998) ve öjenol içermeyen simanlarda öjenol yerine ilave edilen aromatik yağ moleküllerinin bağlanmayı

olumsuz etkilediği belirtilmektedir (Strutz ve ark., 1994). Bu yüzden daimi simantasyon öncesinde geçici uygulaması, daimi simanın mekanik ve biyolojik özelliğini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

Bu tez çalışmasında değerlendirdiğimiz diğer bir konu ise gerilim bağlanma testi sonrası oluşan kırık modudur. Bu konuyla ilgili olarak restorasyon abutmentten ayrılırken  kırık moduna (siman-abutment adeziv, siman-restorasyon adeziv ya da koheziv kırık) rastlanılmaktadır (Wadhvani ve ark., 2012). Kırık modu dental siman tipi, restorasyon tipi, abutment formu, abutment ve restorasyonun yüzey işlemi ve simantasyon tekniği gibi birçok faktörle ilgilidir (Wadhvani ve ark., 2012). Bu çalışmada, abutmentlerin pürüzsüz yüzeyine bağlı olarak çinko fosfat siman hariç tüm siman tiplerinde adeziv kırık kaydedilmiştir. Çinko fosfat simanlı örneklerde, adeziv kırığa ek olarak koheziv kırığa da raslanmıştır. Bu sonuç, çinko fosfat siman ve titanyum arasında bağlanmanın çalışmamızda kullanılan diğer simanlara göre daha yüksek olması ile ilgilidir. Wadhawani (2012), titanyum alaşımlı yüzeyin çinko fosfat siman ile fiziksel olarak değiştiğini ve abutmentin titanyum yüzeylerinde korozyona neden olduğunu bildirmiştir. Siman sıvılarının asitliği nedeniyle kimyasal reaksiyon olabilmektedir. Bu kimyasal reaksiyon simanın restorasyona bağlanma gücünü artırabilmektedir. Bu tez çalışmada, çinko fosfat siman ile abutment arasındaki bağlanma gücü rezin, rezin ile modifiye cam iyonomer ve geçici simanlardan daha yüksektir. Bu nedenle çinko fosfatla simante edilen örneklerde koheziv kırılmalar gözlenmiştir. Rezin ile modifiye cam iyonomer siman florür iyonu da içermektedir, ancak titanyum alaşımlarına karşı aşındırıcı bir madde olarak kabul edilen kalaylı florür (*stannous fluoride*) formunda değildir ve titanyum alaşımlı yüzeylerde hiçbir reaksiyona sebebiyet vermediği kaydedilmiştir (Knight ve ark., 2000). Bu sonuç Wadhawani'nin (2012) alışmasını da desteklemektedir. Çinko fosfat ve rezinle modifiye cam iyonomer için korozyon etkisi, metal-restorasyon bağlanmasını güçlendirerek, siman-restorasyon arasında adeziv kırığın oluşmamasını açıklamaktadır

(Wadhvani ve ark., 2012). Bu çalışmada kullanılan rezin siman, titanyum üzerinde koroziv etkiye sahip değildir. Ancak rezin siman krom içeren metal restorasyonlar bağlantısı, adeziv kırığın oluşumuna karşı dayanıklıdır.

Rezin simanın metal restorasyona bağlanması ile ilgili, Tanaka ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (1986) %32 oranında krom içeren bir alaşımla, %17.4 oranında krom içeren bir alaşım karşılaştırılmış ve %32 oranında krom içeren alaşımın daha yüksek bağlantı değerine sahip olduğu bildirilmiştir. Aynı şekilde Salonga ve arkadaşları (1994) termal siklus uygulamasının farklı oranlardaki krom içeriğinin baz metal alaşımları ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanıklılığına etkisini araştırmış ve termal siklus uygulanmamış grupta herhangi bir fark bulamazlarken termal siklus uygulanan gruplarda krom oranı arttıkça bağlantı kuvvetinin arttığını destekler şekilde sonuçlar rapor etmişlerdir. Bu raporlar metale kimyasal olarak bağlanan rezin için bağlayıcı olarak krom oksidin uygun olduğunu vurgulamaktadır. Hasabe ve Nakamura (1986) yukarıdaki çalışmalara benzer nitelikte bir araştırma yapmışlar, %15, %20 ve %25 oranında krom içeren farklı metallerin adeziv rezin simana bağlantı dayanıklılığını incelemişlerdir. Bu araştırmacılar yukarıdaki çalışmaların aksine gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bu sonuçların, kullandıkları kısa termal sıklüse bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Abutmentin veya metal restorasyonun pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla uygulanan yüzey işlemi dental simanın mikro-mekanik retansiyon özelliğini artırır (Okuyama ve ark., 2016). Bu tez çalışmasında, dental siman ile pürüzsüz bir abutment arasında adeziv kırığa neden olan kuvvet miktarı, dental simanın koheziv kırılması için gereken çekme kuvvetinden daha düşük bulunmuştur. Metal restorasyonların simantasyon işleminden önce abutmenta kumlama veya metal primer uygulayarak uygun yüzey pürüzlülüğü oluşturmanın bağlanma kuvvetini arttırdığı bildirilmiş ancak marjinal sızıntı

üzerinde bir etkisinin olmadığı bulunmuştur (Maeyama ve ark., 2005; Okuyama ve ark., 2016).

Bu tez çalışmasının ışığında, en yüksek marjinal sızıntı değerinin rezinle modifiye cam iyonomer ve geçici siman gruplarında olduğu görülmektedir. Ancak bu iki simanda görülen marjinal sızıntı arasında önemli bir fark gözlenmemiştir. Klinik olarak mikrosızıntı yorgunlukla meydana gelmektedir. Tekrar eden oklüzal kuvvetler sonucunda oluşan yorgunluk; mikro-çatlaklara ve abutment-restorasyon arasındaki yüzeyde adeziv başarısızlığa yol açmaktadır (GaRey ve ark., 1994). Mikrosızıntının nedenleri; simanın abutmenta bağlantısının yetersiz olması, polimerizasyon sırasında simanın kontraksiyonu, simanın çözünmesi ve simanların mekanik başarısızlığı olarak sıralanabilir. White ve arkadaşları (1995) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarına göre, hassas laboratuvar işlemlerine rağmen dental dökümlerin prepare edilen dişe tam olarak uyum sağlamadığı görülmüştür. İmplant destekli uyumsuz restorasyonların marjinal sızıntısını inceleyen çalışmalarda çeşitli boyalar ve izotoplar kullanılmıştır (GaRey ve ark., 1994; White ve ark., 1995). Marjinal sızıntının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan yöntem, örneklerin bazik fuksin boyasına batırılmasıdır (Kent ve ark., 1997; Maeyama ve ark., 2005; Pan ve ark., 2006). Çalışmamızda da en sık kullanılan, tekrar edilebilir ve en doğru ölçümlere olanak sağlayan yöntem olan direk yöntemle ölçüm yapılmıştır. Direkt yöntemde yapılan ölçümlerin değerlendirilmesi için en sık kullanılan alet stereomikroskoptur. Stereomikroskopun yüksek oranda görüntü büyütme özelliği, hassas ölçümler yapabilmeyi sağlamaktadır. Marjinal sızıntı ölçüm parametreleri ve ölçümün hangi bölgelerden yapılması gerektiği hakkında görüş farklılıkları mevcuttur. İn vitro çalışmalarda (Maeyama ve ark., 2005; Pan ve ark., 2006) marjinal sızıntı ölçümleri bukkal, mezial, lingual veya distal yüzeylerin birinden yapılmıştır. Çalışmamızda ölçümler bukkal ve lingual yüzeylerden iki adet nokta belirlenerek yapılmıştır. Ayrıca örneklerin marjinal sızıntısı, direkt

stereomikroskopi yöntemi kullanılarak restorasyonun bitim sınırı ile boyanın nüfuz ettiği en derin noktası arasındaki mesafeler ölçülerek hesaplanmıştır.

Bu çalışmada bazik fuksin solüsyon ile boyanan rezin siman ile simante edilen restorasyonlarda marjinal sızıntı tespit edilmemiştir. Çinko fosfat simanın marjinal sızıntısının rezin simandan daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Dental simanın marjinal çözünürlüğü, suyu emmeye olan afinitesinden etkilenmektedir. Genel olarak, self-adeziv rezin simanlar suyu emer ancak bu miktar konvansiyonel simanlardan daha azdır (Maeyama ve ark., 2005; Liebermann ve ark., 2017). Bu fenomen, simanın kimyasal bileşimine, dolgu parçacıklarının türü ve oranına, moleküler yapı ve intraoral nem seviyesine bağlıdır (Ortengren ve ark., 2001; Musanje ve Darvell 2003).

Bazik fuksin boya, ağızdaki sıvılarla karşılaştırıldığında düşük moleküler ağırlığa sahiptir. Bazik fuksin gibi bir boya ile yapılan in vitro marjinal sızıntı testi, diğer in vivo testlerden daha titiz bir testtir (Maeyama ve ark., 2005). Bu yüzden in vitro test sırasında boya penetrasyonunu kaydeden dental simanın, in vivo testler sırasında daha az sızıntı kaydetmesi beklenmektedir (Maeyama ve ark., 2005).

Yapıştırma simanları oluşan marjinal aralığı tıkamak ve abutment-restorasyon ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı engellemek için kullanılmaktadır (Steinebrunner ve ark., 2005). Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları tıkama sağlayarak mikroorganizmaların geçişini engelleme özelliği göstermezler ve mikrosızıntıya bağlı olarak zaman içerisinde çözünebilirler. Bu nedenle yapıştırma simanları, döküm restorasyonlarla restore edilen dişlerde mikroorganizmaların geçişini engelleyemedikleri için diş-siman arasındaki bağlantı “zayıf bağlantı” olarak tanımlanır (Quirynen ve ark., 1994). Siman çözündüğünde, abutment-restorasyon ara yüzünde aralık oluşmakta ve bu aralık da mikroorganizmalar için barınak oluşturarak, peri-implant destek dokularda inflamasyon meydana

getirmektedir. Simanın çözünmesi ile oluşan boşluk, gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu boşluk arttıkça daha fazla miktardaki siman ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (Quirynen ve ark., 1994). Oral bakterilerin çoğu yaklaşık 10 µm büyüklüğünde olduğundan bu bakteriler implant parçaları arasındaki geçiş yolundan mikro boşluklara nüfuz edebilmektedir. Literatürde bazı in vitro (Quirynen ve ark., 1994; Guindy ve ark., 1998; Gross ve ark., 1999; Steinebrunner ve ark., 2005; Duarte ve ark., 2006; Nascimento ve ark., 2008; Nascimento ve ark., 2015; Garrana ve ark., 2016) ve in vivo çalışmalar (Quirynen ve van Steenberghe 1993; Persson ve ark., 1996; Nascimento ve ark., 2009), bu fenomeni doğrulamıştır. Bu çalışmalara göre, bakteriyel geçiş teorisi, hem siman hem de vida ile tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonların peri-implant bölgesinde bulunan inflamatuvar hücre infiltrasyonunun oluşması için en makul açıklamadır (Broggini ve ark., 2003). Bu bakteriyel akımlar, restorasyonun fonksiyonu sırasında peri-implant mukozitis ve peri-implantitise sebep olur. Bu iki komplikasyon, implant destekli restorasyonlar ile rehabilitasyonu sağlanan vakalarda başarıyı tehdit etmektedir (Broggini ve ark., 2003). Peri-implant mukozitis, bir implantı çevreleyen yumuşak dokunun iltihabı olarak tanımlanır, peri-implantitis ise buna ek olarak destekleyici kemiğin iltihabını içerir (Hermann ve ark., 2001). Öncelikle bakteriyel plaktan kaynaklanırlar ve olguların ilerlemesi implant kaybına neden olabilir. Bazı vakalarda daha derin konumlu implant varlığında implant-abutment mikroaralığı, alveoler krete daha yakın olduğu için daha fazla inflamasyon ve kemik kaybı beklenebilmektedir (Broggini ve ark., 2006). Bağlantının iç bölgesinin kolonizasyonu çok faktörlü koşullarla ilişkilidir. Bu faktörler, implant sistemindeki ara parçaların birbirine pasif uyum, implant-abutment bağlanma tipi, implant-abutment bağlantısına uygulanan tork; tekrarlanan vida gevşemesi ve yeniden sıkma; fonksiyon sırasında implantlara uygulanan yükleme kuvvetleri olarak sıralanabilir (Quirynen ve ark., 1994; Guindy ve ark., 1998; Gross ve ark., 1999; Cosyn ve ark., 2011).

İmplant ve abutment arasında farklı (geçiş) bağlanma tipleri vardır. İmplant ve abutment arasında oluşan ara boşluktaki mikrobiyolojik sızıntıyı ve implant iç kısmındaki bakteriyel kolonizasyon insidansını azaltmak için yapılmış birkaç in vitro çalışma mevcuttur (Deconto ve ark., 2010; Guerra ve ark., 2016). İnternal hexagon implant-abutment arayüzünün bakteri sızıntısını engelleyemediği rapor edilmiştir (Deconto ve ark., 2010). Konik abutment arayüzü diğer sistemlere göre avantaj sağlamaktadır (Guerra ve ark., 2016). Söz konusu avantajlarından biri, düşük bakteri invazyonudur (Podhorsky ve ark., 2016). Abutment ile implant arasındaki mikroboşluktaki azalma, mikroorganizma hareketlerinde de bir azalmaya yol açar (Guerra ve ark., 2016). Ancak, konik implant abutment arayüzü bile tamamen bakteriyel sızdırmazlık sağlayamamıştır (Guerra ve ark., 2016). Buna karşılık, bakteri sızdırmazlığı açısından geleneksel konik titanyum abutmentlerle karşılaştırıldığında, konik PEEK abutmentler daha başarılı olarak gösterilmiştir (Podhorsky ve ark., 2016; Wachtel ve ark., 2019). Bu sızdırmazlık PEEK materyallerinin yüksek esnekliğinden kaynaklanır. Bakteriyel sızıntının engellenmesi iki şekilde sağlamaktadır: (1) İmplant-abutment aralığı içindeki abutment yüzeylerinin yakın teması ve (2) çiğneme sırasında restorasyonda oluşan mikro-hareketlerin önlenmesi (Wachtel ve ark., 2019). Bu tez çalışmasında, simanla tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonların marjinalinde oluşan bakteriyel kontaminasyonu değerlendirmek amacıyla direkt abutment kullanılması önerilmiştir. Direkt abutmentlerde, abutment ve analog birleşik olarak tasarlanmış olduğundan ve implant-abutment bağlantısının yokluğundan dolayı abutment-restorasyon marjinal aralığı bakterilerin tek geçiş yoludur.

Bakteriyel sızıntıyı değerlendiren in vitro çalışmalarda, özellikle *fusobacterium nucleatum* gibi nispeten büyük türler seçildiğinden dolayı bu gibi çalışmaların sonuçlarının güvenliği sorgulanabilmektedir (Nascimento ve ark., 2008). Ayrıca, bu gibi in vitro çalışmaların çoğunda örnekler üzerinde

çiğneme yükleri uygulanmamıştır. Bu nedenler, in vitro çalışmaların bakteri sızıntısının varlığını veya yokluğunu göstermek için yeterli olmadığını ve gelecekte in vivo çalışmaların gerekli olduğunu göstermektedir (Steinebrunner ve ark., 2005).

Siman ve vida ile tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonlar arasındaki karşılaştırma çalışmasında, vida ile tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonun iç kısmının kontaminasyon seviyesi, simante edilen restorasyonlardan daha yüksek olarak bulunmuştur (Penarrocha-Oltra ve ark., 2016). Simante restorasyonlarda siman, bakterilerin restorasyonun iç yüzeyine doğru hareket etmesine karşı bir engel oluşturmaktadır. Bu bulgular in vivo ve in vitro çalışmalar ile uyumludur (Keller ve ark., 1998; Passos ve ark., 2013; Penarrocha-Oltra ve ark., 2016).

İn vitro çalışmaya (Cosyn ve ark., 2011) göre, vida ile retansiyonu sağlanan restorasyonlarda hem implantın iç kısmında hem de restorasyonun içinde bakteriyel kontaminasyonun yüksek olduğu bildirilmiştir. Vidalı restorasyonlarda, bakterilerin hem intra-koronal bölgede hem de abutment vida bölgesinde olduğu gösterilmektedir (Hommez ve ark., 2002). Vida ile retansiyonu sağlanan implant destekli restorasyonların, periimplantitis ile ilişkili *Helicobacter pylori* ve *Staphylococcus aureus* gibi mikroorganizmalar ve anaerobik bakteriler tarafından kontamine olduğu bildirilmiştir (Cosyn ve ark., 2011). Vida ile tutuculuğu sağlanan implant destekli restorasyonlarda, vidanın girişini dolduran kompozitte marjinal sızıntı oluşabilmekte ve bu neden ile restorasyonların içinde tespit edilen bakteri kontaminasyonu daha yüksek olarak görülebilmektedir (Ray ve Trope 1995; Tronstad ve ark., 2000; Hommez ve ark., 2002). Çalışmamızda, bakteri kolonileri sadece intra-koronal bölgede bulunmuştur. Bakteriyel kolonilerin sayısı dental simana göre değişiklik göstermiştir. Çinko fosfat, rezin ile modifiye cam iyonmer ve rezin siman gruplarının hiçbirinin bakteriyel kültüründe bakteri sızdırmazlığının ölçütü sayılabilecek olan inhibisyon bölgesine rastlanmamıştır. Diğer üç

simanın bağlanma gücü geçici simandan daha yüksek olduğu için, oluşan bakterinin sayısı belirgin bir şekilde az bulunmuştur. Phillips (1964), çinko fosfat simanın hiç antibakteriyel etkinliğinin olmadığını ileri sürerken, Schwartzman ve arkadaşları (1980), orta derecede bir antibakteriyel etki bildirmiş, bunu da simanın düşük pH sına ve tozundaki çinko partiküllerine bağlamıştır. Polikarboksilat ve rezin simanlarda ölçülebilir bir antimikrobiyal etki gözlenmediğini bildirmiştir. Coogan ve Creaven'nın (1993), bulguları da bu yöndedir. Brannstrom ve arkadaşları (1974) da çinko fosfat simanın bakterisit etkisinin, tartışmalı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışma sonuçlarımızda çinko fosfat grubundaki restorasyonlardan alınan örneklerde bakteri kontaminasyonu görülmüştür. Bu yüzden bu grupta antimikrobiyal etkinin bulunmaması diğer araştırmacıların (Phillips, 1964; Brannstrom ve arkadaşları, 1974) bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Bunun yanında yapılan başka bir çalışmada, simantasyon işlemiyle birlikte geçen 7. günde rezin ile modifiye cam iyonomer simanlarda herhangi bir antimikrobiyal etki bulunmaması da bu tez çalışmasının bulgularını desteklemektedir (Schwartzman ve arkadaşları, 1980).

Peri-implantitisin klinik semptomlarıyla ilişkili peri-implant ceplerinde kolonize olan (*Prevotella intermedia*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*) bakterilerin koloni sayısı kantitatif olarak incelenmiştir (Callan et al., 2005). Bakteri kolonilerinin peri-implant ceplerinde 4.6×10^4 ile 3.1×10^6 CFU/ml arasında olduğu gösterilmiştir. Çinko fosfat, rezinle modifiye cam iyonomer ve rezin simante edilen restorasyonlarda kaydedilen bakteri kolonilerinin sayısı, peri-implantitisin klinik semptomlarıyla ilişkili bakteri topluluklarının sayısından daha azdır. Geçici siman restorasyonlarında bakteri kolonilerinin sayısı peri-implant ceplerdeki bakteri kolonilerine yakın bulunmuştur, bu nedenle implant destekli restorasyonlar için geçici siman kullanımı tartışmalıdır. Deneme ve bitim randevuları sırasında implantın iç kısmı, bakteri ile kontamine olma riski yüksektir. İmplant-abutment aralığı ve restorasyonun bağlanma yöntemi

hermetik adaptasyonu sağlanması sebebiyle, mikroorganizma ölümüne sebep olabilmektedir (Cosyn ve ark., 2011). Bu yüzden yüksek düzeyde mikroorganizma kontaminasyonu olan implant destekli restorasyonlar her zaman peri-implantitis semptomlarını göstermemektedir (Misch, 2015). Simantasyondan sonra birkaç ay gibi kısa bir dönemde ortaya çıkan peri-implant hastalıkları, bakteri kontaminasyon kaynaklı değil peri-implant dokudan simanın tam olarak temizlenemediği durumlarda meydana gelmektedir (Gultekin ve ark., 2013). Bundan dolayı siman artığı, enflamasyon ve kemik kaybının erken dönemde oluşmasında önemli bir risk faktörüdür (Gultekin ve ark., 2013). Peri-implant dokudaki artık siman diş taşına benzer etki oluşturmaktadır. Dişeti cebi etrafındaki diş taşı varlığında enflamasyon oluşurken, diş taşı kaldırıldığında enflamasyon bulguları ortadan kalkmaktadır (Bhushan ve ark., 2017). Artık siman kısa sürede kaldırıldığında peri-implant enflamasyon bulguları ortadan kalkmaktadır. Artık simanın kaldırılması hem mekanik iritanın hem de bakterilerin ortadan kaldırılmasını sağlar. Bu da periimplantitisin tedavisinde önemlidir (Bhushan ve ark., 2017). Linkevicius ve arkadaşları (Linkevicius ve Apse, 2008), implant destekli protezlerin simantasyonu sonrası simanın radyografik olarak görüntülenmesinin zayıf olduğunu belirtmiştir. Bu durumda siman artığı herhangi bir radyografik bulgu vermeden sadece periimplant kemik kaybı gözlenebilmektedir. Peri-implant hastalıkların bir diğer nedeni de peri-implant dokuların doğal dişten farklı bir morfolojiye sahip olmasıdır. Doğal dişler etrafında bulunan periodontal ligamentin viskoelastik yapısından dolayı oklüzal kuvvetlere daha dayanıklıdır (Nematollahi ve ark., 2016). Oysa implantın kemik ile oluşturduğu bağlantı oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletilmesine neden olmaktadır (Nematollahi ve ark., 2016). Ayrıca implant etrafında periodontal ligamentlerin olmaması ve bağdokusu liflerinin implant yüzeyine paralel uzanması, peri-implant dokuların baskıya direncini azaltmaktadır (Nematollahi ve ark., 2016). Simantasyon sırasında uygulanan kuvvet ile siman derin dokulara itilmekte ve siman artığı sulkustan dışarı çıkamamakta ve bu durum siman artığının

temizlenmesini güçleştirmektedir (Bhushan ve ark., 2017). Simantasyon sonrası peri-implantitis insidansını azaltmak için dişeti cebi içinde kalan artık siman miktarını azaltmak için daha önce belirtilen simantasyon protokollerinden birinin kullanılması önerilmektedir.

Gerilme bağlanma testi için tasarlanan halkaların modelaji yapılırken konvansiyonel yöntem kullanılmıştır. Her bir örnekteki halkanın standart olmaması, gerilme bağlanma dayanım değerlerini etkileyebilmektedir. Bu durum, yürütülen tez çalışmasında bir limitasyon olarak kabul edilmiştir. Ek olarak, ağız ortamında tekrarlanan çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için yaşlandırma yöntemi olarak çiğneme simülatörü kullanılmaması, bu tez çalışmasındaki limitasyonlardan bir diğeridir.

Sonuç olarak, bu in vitro çalışmanın limitasyonlarına rağmen bu çalışmanın bulguları, bir simanın diğer siman tipinden daha iyi olduğunu göstermemektedir. Ancak, bu çalışma in vitro koşullar altında metal restorasyonların retansiyonunu ve sızdırmazlığını sağlamak için her bir simanın performansını değerlendirmektedir. Çinko fosfat siman, çalışmada kullanılan diğer simanlara göre en yüksek gerilme bağlanma dayanımına sahiptir. Daha sonra bunu self-adeziv rezin, rezin ile modifiye cam iyonomer ve geçici siman izlemektedir. Çinko fosfat örnekleri için kaydedilen yüksek sızıntı insidansı, self adeziv rezin simanın kronların ve köprülerin daimi olarak simantasyonu için daha uygun bir seçenek olduğunu göstermektedir. Bu tez çalışmasında simanların kırık modülleri ile ilgili olarak çinko fosfat, abutment yüzeyinde irritasyona neden olmaktadır. Tez çalışmasında kullanılan diğer üç simanda abutment irritasyonuna rastlanmamıştır. Bu sonuca göre rezin siman, titanyum yüzeyinde herhangi bir irritasyona maruz kalmadan yüksek seviyede tutuculuk göstermektedir, buna göre de rezin siman kron ve parsiyal sabit protezlerin daimi simantasyonunda tavsiye edilmektedir. Self-adeziv rezin siman, implant destekli sabit restorasyonlarda bakteriyel kontaminasyonu önlemek için bu çalışmada kullanılan diğer simanlara göre mükemmel bir

marjinal bariyer yeteneğine sahip olarak bulunmuştur. Konunun daha iyi aydınlatılabilmesi için, simante edilen implant destekli restorasyonların mekanik ve mikrobiyolojik açıdan inceleyen daha ileri in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. KAYNAKLAR

- Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont*. 2009;18: 17-22.
- Akça K, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17: 536-542.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2004;91: 349-355.
- Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9: 33-40.
- Álvarez-Arenal Á, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, DeLlanos-Lanchares H, Sanchez-Lasheras F, Ellacuria-Echevarria J. Stress distribution in the transitional peri-implant bone in a single implant-supported prosthesis with platform-switching under different angulated loads [Internet]. *Odontology*. 2017. ss. 68-75. doi:10.1007/s10266-016-0237-6
- Alves DCC, de Carvalho PSP, Elias CN, Vedovatto E, Martinez EF. In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling. *Clin Oral Investig*. 2016;20: 2437-2445.
- Anchieta RB, Machado LS, Hirata R, Bonfante EA, Coelho PG. Platform-Switching for Cemented Versus Screwed Fixed Dental Prostheses: Reliability and Failure Modes: An

In Vitro Study [Internet]. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016. ss. 830-839. doi:10.1111/cid.12363

Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4: 32-47.

Aslam A Ahmed. Platform-switching to preserve peri-implant bone: a meta-analysis. *Journal of the College and Surgeons Pakistan*. 2016;26: 315-319.

Aspalli S, Gaddale R, Guttiganur N, Prebha M. Delayed loading and peri-implant evaluation of dental implants: Keys to higher success in lesser dense bone [Internet]. *Journal of Dental Implants*. 2015. s. 69. doi:10.4103/0974-6781.154454

Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010;81: 1350-1366.

Bauer JG, Henson JL. Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials. *Oper Dent*. 1984;9: 2-9.

Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 2003;12: 111-115.

Bhargava A, Sehgal M, Gupta S, Mehra P. Classification system on the selection of number of implants and superstructure design on the basis available vertical restorative space and interforaminal distance for implant supported mandibular overdenture. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16: 131-135.

Bhushan P, Aras MA, Chitre V, Mysore AR, Daswani SR. A Novel Universal Cementation Technique for Implant-Supported Crowns with Subgingival Margins. *J Prosthodont.* 2017;26: 628-632.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15: 76-94.

Biyani R, Ali M, Belles D, Powers JM. Effect of Metal Extension of Crown in the Screw Access Channel of a Posterior Implant Abutment on the Retention of Cement Retained Prosthesis. *J Oral Implantol.* 2015;41: 537-541.

Braga RR, Meira JB, Boaro LC ve Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials.* 2010: 26 (2): 38-49.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, vd. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16: 1-132.

Brannstrom, M., Nyborg, H.: Bacterial growth and pulpal changes under, inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9086. *J. Prosthet. Dent.*, 31: 556-565, 1974.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, vd. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85: 473-478.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, vd. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82: 232-237.

Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift EJ Jr. SELF-ADHESIVE RESIN CEMENTS [Internet]. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2010. ss. 412-419.
doi:10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x

Burke FJ, Qualtrough AJ, Hale RW. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *J Am Dent Assoc.* 1998;129: 455-460.

Burke FJT, Qualtrough A, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. *JADA.* 1998; 129: 455-460.

Cardoso PE, Braga RR ve Carriho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of these adhesive system. *Dental Materials.* 1998: 14(6): 394-398.

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14: 137-141.

Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201: 501-507.

- Chee WWL, Duncan J, Afshar M, Moshaverinia A. Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method. *J Prosthet Dent.* 2013;109: 216-221.
- Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:660–665.
- Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1: 139-146.
- Coogan M M, Creaven PJ, Antibacterial properties of eight dental cements. *Int. Endod. J.* 1993; (26): 355-361.
- Cosyn J, Van Aelst L, Collaert B, Persson GR, De Bruyn H. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13: 286-295.
- Crespi R, Capparè P, Gastaldi G, Gherlone EF. Immediate occlusal loading of full-arch rehabilitations: screw-retained versus cement-retained prosthesis. An 8-year clinical evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29: 1406-1411.
- Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciocchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2013;17: 392-397.

de Almeida JB, Platt JA, Oshida Y, Moore BK, Cochran MA, Eckert GJ. Three different methods to evaluate microleakage of packable composites in Class II restorations. *Oper Dent.* 2003;28: 453-460.

de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18: 165-166.

De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci.* 2015;23: 358-368.

Deconto MA, Salvoni AD, Wassall T. In vitro microbiological bacterial seal analysis of the implant/abutment connection in morse taper implants: a comparative study between 2 abutments. *Implant Dent.* 2010;19: 158-166.

Demirdjan E. The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *J Oral Implantol.* 1998;24: 196-197.

Duarte ARC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol.* 2006;77: 1828-1832.

Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53: 332-339.

- Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics [Internet]. *Dental Materials*. 2007. ss. 630-636. doi:10.1016/j.dental.2007.05.004
- El-Helbawy NG, El-Hatery AA, Ahmed MH. Comparison of Oxygen Plasma Treatment and Sandblasting of Titanium Implant-Abutment Surface on Bond Strength and Surface Topography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31: 555-562.
- Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems [Internet]. *Journal of Dentistry*. 1994. ss. 73-81. doi:10.1016/0300-5712(94)90004-3
- Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 2007;16: 3-9.
- Fadanelli MA, Amaral FLB do, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG. Effect of Steam Autoclaving on the Tensile Strength of Resin Cements Used for Bonding Two-Piece Zirconia Abutments. *J Oral Implantol*. 2017;43: 87-93.
- Farzin M, Torabi K, Ahangari AH, Derafshi R. Effect of abutment modification and cement type on retention of cement-retained implant supported crowns. *J Dent* . 2014;11: 256-262.
- Ferracane J, Stansbury w, Burke F. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J. Oral Rehabil*. 2011; 38: 295–314.

Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, vd. 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial on Different CAD-CAM Implant Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18: 1134-1141.

Ferreiroa A, Peñarrocha-Diago M, Pradíes G, Sola-Ruiz M-F, Agustín-Panadero R. Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular region: A retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *J Clin Exp Dent.* 2015;7: e89-94.

Filho HBLF, Hilmo Barreto Leite, Ribeiro RF, de Souza RF, Macedo AP, de Almeida RP. Tensile Strength of Resin Cements Used with Base Metals in a Simulating Passive Cementation Technique for Implant-Supported Protheses [Internet]. *Brazilian Dental Journal.* 2016. ss. 739-743. doi:10.1590/0103-6440201600489

Firidinoğlu K. İmplant destekli seramik abutmentli tüm seramik kronların in-vitro ve in-vivo olarak değerlendirilmesi / In-vitro and in-vivo evaluation of implant supported all-ceramic crowns used ceramic abutments. Toksavul PDRS, editör. Ege Üniversitesi. 2009.

Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26: e28-e34.

- GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1994;71: 124-132.
- Garrana R, Mohangi G, Malo P, Nobre M. Leakage of Microbial Endotoxin through the Implant-Abutment Interface in Oral Implants: An In Vitro Study [Internet]. *BioMed Research International.* 2016. ss. 1-6. doi:10.1155/2016/9219071
- Geurtsen W, Leyhausen G. Chemical-Biological Interactions of the resin monomer triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA). *J. Dent. Res.* 2011; 80: 2046– 2050.
- Gjelvold B, Sohrabi MM, Chrcanovic BR. Angled Screw Channel: An Alternative to Cemented Single-Implant Restorations--Three Clinical Examples. *Int J Prosthodont.* 2016;29: 74-76.
- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17: 285-290.
- Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig.* 2008;12: 1-8.
- Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent.* 1983;49: 663-674.

- Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14: 94-100.
- Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;88: 259-262.
- Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent.* 2006;95: 258-261.
- Guarda G, Gonçalves S, Correr B, Moraes R, Sinhoreti A, Correr-Sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive. *Dent.Mater.*2010; 233: 55-61.
- Guerra E, Pereira C, Faria R, Jorge AO, Bottino MA, de Melo RM. The Impact of Conical and Nonconical Abutments on Bacterial Infiltration at the Implant-Abutment Interface. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016;36: 825-831.
- Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15: 239-246.
- Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil.* 1998;25: 403-408.

- Gultekin P, Gultekin BA, Aydin M, Yalcin S. Cement selection for implant-supported crowns fabricated with different luting space settings. *J Prosthodont*. 2013;22: 112-119.
- Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials [Internet]. *Clinical Oral Implants Research*. 2015. ss. 1297-1301. doi:10.1111/clr.12454
- Hallgren C, Sawase T, Ortengren U, Wennerberg A. Histomorphometric and mechanical evaluation of the bone-tissue response to implants prepared with different orientation of surface topography. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3: 194-203.
- Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature [Internet]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996. ss. 602-608. doi:10.1016/s0022-3913(96)90244-9
- Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection—in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration [Internet]. *Clinical Oral Investigations*. 2010. ss. 427-432. doi:10.1007/s00784-009-0317-x
- Hasebe S, Nakamura K. Properties of casting Ni-Cr-Co-Mo alloys for adhesion bridge. *J Dent Mater* 1986; 11: 628-41.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77: 28-35.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2001;72: 1372-1383.

Hommez GMG, Coppens CRM, De Moor RJG. Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *Int Endod J.* 2002;35: 680-689.

Jendresen MD, Trowbridge HO. Biologic and physical properties of a zinc polycarboxylate cement [Internet]. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1972. ss. 264-271.
doi:10.1016/0022-3913(72)90219-3

Jugdev J, Borzabadi-Farahani A, Lynch E. The effect of air abrasion of metal implant abutments on the tensile bond strength of three luting agents used to cement implant superstructures: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29: 784-790.

Kapoor R, Singh K, Kaur S, Arora A. Retention of Implant Supported Metal Crowns Cemented with Different Luting Agents: A Comparative Invitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10: ZC61-4.

Kappel S, Chepura T, Schmitter M, Rammelsberg P, Rues S. Effects of Cement, Abutment Surface Pretreatment, and Artificial Aging on the Force Required to Detach Cantilever Fixed Dental Protheses from Dental Implants. *Int J Prosthodont.* 2017;30: 545–552.

Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations [Internet]. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2007. ss. 137-140. doi:10.1016/j.prosdent.2007.01.001

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14: 369-378.

Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. Clin Oral Implants Res. 1998;9: 209-217.

Kelly JR, Rungruanunt P. Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31: 601-609.

Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of Cemented Implant-Supported Restorations [Internet]. Journal of Prosthodontics. 1997. ss. 193-196. doi:10.1111/j.1532-849x.1997.tb00090.x

Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. Br Dent J. 1976;141: 305-310.

Kim S-G, Chung C-H, Son M-K. Effect of cement washout on loosening of abutment screws and vice versa in screw- and cement- retained implant-supported dental prosthesis. J Adv Prosthodont. 2015;7: 207-213.

- Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong K-H, Wang H-L. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95: 450-455.
- Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure [Internet]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009. ss. 388-394. doi:10.1016/s0022-3913(09)60083-4
- Knight JS, Dan Sneed W, Wilson MC. Strengths of composite bonded to base metal alloy using dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 149-53.
- Koç E, Öngül D, Şermet B. A comparative study of marginal fit of copings prepared with various techniques on different implant abutments. *Dent Mater J*. 2016;35: 447-453.
- Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26: 1043-1050.
- Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health*. 2014;6: 116-120.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26: 9-17.

Lee J-I, Lee Y, Kim N-Y, Kim Y-L, Cho H-W. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15: 735-749.

Liang T, Hu X, Zhu L, Pan X, Zhou Y, Liu J. Comparative in vitro study of cementing techniques for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116: 59-66.

Liebermann A, Ilie N, Roos M, Stawarczyk B. Effect of storage medium and aging duration on mechanical properties of self-adhesive resin-based cements. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2017;15: e206-e214.

Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23: 449-456.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24: 71-76.

Lührs A-K, -K. Lührs A, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro [Internet]. *Clinical Oral Investigations.* 2010. ss. 193-199. doi:10.1007/s00784-009-0279-z

Ma S, Fenton A. Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont.* 2015;28: 127-145.

- Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, Kamada K, Suketa N, Fukui J, vd. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7: 229-234.
- Manso AP, Nelson R F, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations [Internet]. *Dental Clinics of North America.* 2011. ss. 311-332. doi:10.1016/j.cden.2011.01.011
- Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13: 343-348.
- Marchack CB, Vidjak FMA, Futatsuki V. A simplified technique to fabricate a custom milled abutment. *J Prosthet Dent.* 2007;98: 416-417.
- McLean JW, Von F. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique [Internet]. *British Dental Journal.* 1971. ss. 107-111. doi:10.1038/sj.bdj.4802708
- Michalakis K, Pissiotis AL, Kang K, Hirayama H, Garefis PD, Petridis H. The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22: 569-574.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18: 719-728.

Misch CE. Principles of Fixed Implant Prosthodontics [Internet]. Dental Implant Prosthetics.

2015. ss. 650-699. doi:10.1016/b978-0-323-07845-0.00026-9

Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. Dent Mater. 2003;19: 414-422.

Nascimento C do, do Nascimento C, Barbosa RES, Issa JPM, Watanabe E, Ito IY, vd.

Bacterial leakage along the implant–abutment interface of premachined or cast components [Internet]. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2008. ss. 177-180. doi:10.1016/j.ijom.2007.07.026

Nascimento C do, do Nascimento C, Barbosa RES, Issa JPM, Watanabe E, Ito IY, vd. Use of

checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments [Internet]. Clinical Oral Implants Research. 2009. doi:10.1111/j.1600-0501.2008.01663.x

Nascimento C do, do Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Rafael Cândido Pedroso, Pedrazzi

V, vd. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization [Internet]. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2015. ss. 831-838. doi:10.1016/j.prosdent.2015.05.009

- Naumova E, Roth F, Geis B, Baulig C, Arnold W, Piwowarczyk A. Influence of Luting Materials on the Retention of Cemented Implant-Supported Crowns: An In Vitro Study [Internet]. *Materials*. 2018. s. 1853. doi:10.3390/ma11101853
- Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21: 919-928.
- Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents. *Dent Res J* . 2012;9: 13-18.
- Nematollahi F, Beyabanaki E, Alikhasi M. Cement Selection for Cement-Retained Implant-Supported Protheses: A Literature Review. *J Prosthodont*. 2016;25: 599-606.
- Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26: 1102-1107.
- Nogawa T, Takayama Y, Ishida K, Yokoyama A. Comparison of Treatment Outcomes in Partially Edentulous Patients with Implant-Supported Fixed Protheses and Removable Partial Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31: 1376-1383.
- Nogueira LBLV, Moura CDVS, Francischone CE, Valente VS, Alencar SMM, Moura WL, vd. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained. *J Prosthodont*. 2016;25: 49-53.

Norman RD, Swartz ML, Phillips RW. Studies on Film Thickness, Solubility, and Marginal Leakage Of Dental Cements. J Dent Res. 1963;42: 950-958.

O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing (IL); 2002.

Okuyama JY, de Brito RB, França FMG. Aluminum Oxide Sandblasting of Hexagonal Coping and Abutment [Internet]. Implant Dentistry. 2016. ss. 394-399.
doi:10.1097/id.0000000000000413

Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment [Internet]. Journal of Oral Rehabilitation. 2001. ss. 1106-1115. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00802.x

Özyeşil A G Günal Ş Belli S Ve Eskitaşçıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). Selçuk Üniversitesi Fakültesi Dergisi. 2009; 18: 118-121.

Pan Y-H, Ramp LC, Lin C-K, Liu P-R. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21: 587-592.

Papadimitriou DEV, Salari S, Gannam C, Gallucci GO, Friedland B. Implant-prosthetic classification of the edentulous jaw for treatment planning with fixed rehabilitations. Int J Prosthodont. 2014;27: 320-327.

- Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H. Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. ve arkadaşları. The microtensile bond test: a review. *J Adhesive Dentistry*: 1999; 1(4): 299-309.
- Pashley, D.H., Sano, H. Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. The microtensile bond test: a review. *J of Adhesive Dentistry*. 1995: 1(4): 299-309.
- Passos SP, Gressler May L, Faria R, Özcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101: 1321-1328.
- Penarrocha-Oltra D, Monreal-Bello A, Penarrocha-Diago M, Alonso-Perez-Barquero J, Botticelli D, Canullo L. Microbial Colonization of the Peri-Implant Sulcus and Implant Connection of Implants Restored With Cemented Versus Screw-Retained Superstructures: A Cross-Sectional Study [Internet]. *Journal of Periodontology*. 2016. ss. 1002-1011. doi:10.1902/jop.2016.160017
- Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark systemR implant components [Internet]. *Clinical Oral Implants Research*. 1996. ss. 90-95. doi:10.1034/j.1600-0501.1996.070201.x
- Phillips R W, Report of the committee on science investigation of American Academy of Restorative Dentistry. *J. Prosthet. Dent*. 1964: (14): 554-557.

- Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *J Periodontol.* 1998;69: 321-327.
- Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses [Internet]. *Clinical Oral Implants Research.* 2000. ss. 448-457. doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011005448.x
- Podhorsky A, Biscopig S, Rehmann P, Streckbein P, Domann E, Wöstmann B. Transfer of Bacteria into the Internal Cavity of Dental Implants After Application of Disinfectant or Sealant Agents In Vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31: 563-570.
- Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international.* 1999; (2): 1-30.
- Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J, MacDonald DE. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 82-87.
- Quirynten M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark systemR. An in vitro study [Internet]. *Clinical Oral Implants Research.* 1994. ss. 239-244. doi:10.1034/j.1600-0501.1994.050407.x

- Quiryne M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study [Internet]. *Clinical Oral Implants Research*. 1993. ss. 158-161. doi:10.1034/j.1600-0501.1993.040307.x
- Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent*. 2001;3: 295-308.
- Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J*. 1995;28: 12-18.
- Retief DH. Do adhesives prevent microleakage. *Int Dent J*. 1994;44: 19-26.
- Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, vd. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *J Periodontol*. 2001;72: 506-511.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):280-301.
- Salonga JP, Matsumura H, Yasuda K, Yamabe Y. Bond strength of adhesive resin to three nickel-chromium alloys with varying chromium content. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 582-4.
- Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2012;25: 585-589.

- Schoenbaum TR, Chang Y-Y, Klokkevold PR. Screw-access marking: a technique to simplify retrieval of cement-retained implant prostheses. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34: 230-236.
- Schwartzman, B., Caputo, A.A., Schein, B.: Antimicrobial action of dental cements. *J Prosthet. Dent.* 1980: (43) 309-312.
- Shah KC, Seo YR, Wu BM. Clinical application of a shape memory implant abutment system. *J Prosthet Dent.* 2017;117: 8-12.
- Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 1479-1488.
- Simon H, Yanase RT. Terminology for implant prostheses [Internet]. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2004. s. 273. doi:10.1016/j.prosdent.2003.11.002
- Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11: 645-649.
- Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent.* 1996;76: 472-476.
- Stamatatos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34: 42-4, 46.

- Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20: 875-881.
- Strutz JM, White SN, Yu Z, Kane CL. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J Prosthet Dent*. 1994;72(2):128-32.
- Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 456-461.
- Tan KM, Masri R, Driscoll CF, Limkangwalmongkol P, Romberg E. Effect of axial wall modification on the retention of cement-retained, implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2012;107: 80-85.
- Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A, Atsuta M. Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion-fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 456-62.
- Toledano M, Osorio E, Osorio R, García-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81: 610-615.
- Tonetti MS. Determination of the Success and Failure of Root-Form Osseointegrated Dental Implants [Internet]. *Advances in Dental Research*. 1999. ss. 173-180.
doi:10.1177/08959374990130010801

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91: 532-537.

Triolo, P.T. ve Swift, E.J. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 8(6), 370–374.

Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16: 218-221.

Tuncer D. Rezin simanlar. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry.* 2017;3: 151-163.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28: 215-35.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A. Van ende, A., Neves, A. ve arkadaşları. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials.* 2010: 26 (2): 100-121.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2009;25: 1104-1108.

Wachtel A, Zimmermann T, Sütel M, Adali U, Abou-Emara M, Müller W-D, vd. Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;91: 32-37.

Wadhvani C, Chung K-H. Simple device for locating the abutment screw position of a cement-retained implant restoration. *J Prosthet Dent.* 2013;109: 272-274.

Wadhvani C, Rapoport D, La Rosa S, Hess T, Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012;107: 151-157.

Walton JN, Michael Gardner F, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement [Internet]. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1986. ss. 416-421. doi:10.1016/0022-3913(86)90379-3

Wang R-F, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101: 359-371.

White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod.* 1995;21(1):9-12.

White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent.* 1995;74: 25-32.

White SN, Yu Z. *Int J Prosthodont.* Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents 1993;6(4):384-9

Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80: 1388-1392.

Wittneben J-G, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl: 84-98.

Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21: 519-525.

Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis [Internet]. *Dental Materials.* 2007. ss. 296-301.
doi:10.1016/j.dental.2005.10.013

Zorzin J, Petschelt J, Ebert U, Lohbauer P. PH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents, *Dent. Mater.* 2012; 28: 672–679.

7. EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Adı	Mhammad	Soyadı	SALEH
Doğum Yeri	Şam	Doğum Tarihi	16/08/1989
Uyruğu	FİLİSTİN	Tel	+90 5338728305
E-mail	Mhammad.saleh@neu.edu.tr Dr.m.salehh@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2019
Yüksek Lisans	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2015
Lisans	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2015
Lise	Alsaadi shool	2007

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl- Yıl)
ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2015 - HALEN

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama *	Konuşma *	Yazma *
TÜRKÇE	İYİ	İYİ	İYİ
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ
ARAPÇA	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT WORD	İYİ
MICROSOFT POWERPOINT	İYİ
MICROSOFT EXCEL	İYİ

Diğer Bilimsel faaliyetler

Yayın	Yıl
Qualitative Review Study of Cement and Screw Retained Implant Supported Restorations	2017
Enhancing Retrievability of Cement Retained Implant Supported Restorations	2019
Comparing the Marginal Leakage and Retention of Implant-Supported Restorations Cemented by Four Different Dental Cements	2019

ARAŐTIRMACIYA AİT YAYINLAR

Saleh M, Simge Taşar F. Enhancing Retrievability of Cement Retained Implant Supported Restorations. *EC Dental Science*. 2019; 18: 508-512.

Saleh M, Simge Taşar F. Comparing the Marginal Leakage and Retention of Implant-Supported Restorations Cemented by Four Different Dental Cements. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. doi: 10.1111/cid.12850

Poster:

Qualitative Review Study of Cement and Screw Retained Implant Supported Restorations. 28th Asia Pacific Congress on Dental and Oral Health" July 10-12, 2017 in Kuala Lumpur, Malaysia.