
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

FARKLI HİBRİT ABUTMENT KRON RESTORASYONLARINDA TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI VİDA GEVŞEMESİNİN VE KIRILMA DİRENCİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Öykü KARAOĞLU

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKİM 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstütüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Öykü KARAOĞLU

05/10/2022

FARKLI HİBRİT ABUTMENT KRON RESTORASYONLARINDA TERMOMEKANİK YAŞLANDIRMA SONRASI VİDA GEVŞEMESİNİN VE KIRILMA DİRENCİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Öykü KARAOĞLU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2022

ÖZET

Bu çalışmada, farklı materyallerden üretilen hibrit abutment kron restorasyonlarında termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesinin ve kırılma direncinin karşılaştırılması amaçlandı. Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemi ile 3 farklı seramik materyalden (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) hibrit abutment kron restorasyonları üretildi (n=10). Her bir restorasyon ve titanyum ara parça, yüzey işlemi uygulanarak birbirine simante edildi. İmplant ve kronların bağlantısı sağlandıktan sonra abutment vidası tork kontrol cihazı ile (30 Ncm) torklandı. 10 dakika beklenip tekrar tork işlemi uygulandı. 5 dakika sonra ilk vida gevşemesi değerleri ölçüldü. 250000 ve 500000 termomekanik siklus tamamlandığında vida gevşemesi değerleri tekrar ölçüldü. 750000 siklus tamamlandığında, örneklere üniversal test cihazı ile kırılma direnci testi uygulandı. Kırılma anında görülen en yüksek değer kırılma direnci (N) olarak kaydedildi. Materyal türlerinin farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi değerlerinin karşılaştırdığı iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçlarına göre farklı ölçüm zamanları arasında anlamlı farklılık bulundu (P<0,05). Termomekanik yaşlandırma öncesi ölçülen vida gevşemesi değerlerinin ortalaması en yüksek, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasındaki vida gevşemesi değerlerinin ortalaması en düşük bulundu. Örneklerin ortalama kırılma direnci değerleri ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile incelendi. Zirkonya örneklerin en yüksek ve hibrit seramik örneklerin en düşük ortalama kırılma direnci değerine sahip olduğu belirlendi (P<0,05). Kırılma direnci deneyi sonrasında zirkonya grubunda bir örnekte restorasyon kırığı, yedi örnekte titanyum ara parça deformasyonu ve iki örnekte titanyum ara parça kırığı görüldü. Lityum disilikat ve hibrit seramik örneklerin tamamında restorasyon kırığı görüldü. Başarısızlık tipi materyaller arasında karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı bulundu (P<0,05).

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : Hibrit abutment, Termomekanik yaşlandırma, Kırılma direnci
Sayfa Adedi : 87
Danışman : Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

COMPARISON OF SCREW LOOSENING AND FRACTURE RESISTANCE IN DIFFERENT HYBRID ABUTMENT CROWN RESTORATIONS AFTER THERMOMECHANICAL AGING

(Ph.D. Thesis)

Öykü KARAOĞLU

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

October 2022

ABSTRACT

The purpose of this study is to compare screw loosening and fracture resistance after thermomechanical aging in hybrid abutment crown restorations. Restorations were produced from zirconia, lithium disilicate, and hybrid ceramic materials with computer-aided design/ computer-aided manufacturing (CAD-CAM) system (n=10). Restorations and titanium bases were cemented after surface treatments. After the implant and crowns were connected, the abutments screws were torqued (30 Ncm). After waiting for 10 minutes, they were torqued again. After 5 minutes, screw loosening values were measured. When 250000 and 500000 thermomechanical cycles were completed, the screw loosening values were measured again. When 750000 cycles were completed, the specimens were subjected to fracture resistance test. The load at fracture was recorded as the fracture resistance (N). Significant difference was found among the screw loosening values in different thermomechanical cycles according to the two-way repeated measurements ANOVA results ($P<0.05$). Mean screw loosening values before thermomechanical aging and 500000 cycles of thermomechanical aging were found to be the highest and lowest, respectively. The mean fracture resistance values were analyzed by ANOVA and Tukey multiple comparison tests. Zirconia specimens had the highest and hybrid ceramic specimens had the lowest mean fracture resistance values ($P<0.05$). In the zirconia group, restoration fracture in one specimen, titanium base deformation in seven specimens, and titanium base fracture in two specimens were observed. Restoration fracture was seen in all of the lithium disilicate and hybrid ceramic specimens. The type of the failure was statistically significant among the materials ($P<0.05$).

Science Code : 10101.07
Key Words : Hybrid abutment, Thermomechanical aging, Fracture resistance
Page Number : 87
Supervisor : Assoc. Prof. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, her daim ilgisini ve desteğini hissettiğim, bu süreçte ne zaman ihtiyacım olsa her konuda benimle ilgilenen, mesleki ve insani yönden örnek aldığım çok değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Doktoraya başladığım günden itibaren her konuda göstermiş olduğu destek ve anlayışından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Doktora eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve ihtiyacım olan her an yanımda olan çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ ve Sayın Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL'a,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde adını yazamadığım tüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Her konuda her daim desteğini hissettiğim ve tez sürecimde yanımda olan eşim Emre KARAOĞLU'na,

Tüm yaşamım boyunca her zaman yanımda olan, benden maddi manevi hiç birşeyi esirgemeyen, iyi ki benim ailemsiniz dediğim canım annem Türkan TAŞATAN'a, çok kıymetli babam Süleyman TAŞATAN'a, her anımda yanımda olan kıymetli kız kardeşlerim İlayda ERKENT ve Sueda TAŞATAN'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum ve bu süreçte her konuda desteklerini hissettiğim arkadaşlarım Eda DÖĞÜŞÇÜ'ye, Ece UÇAR'a, Nevin TAŞ'a ve Gizem BARTAN ASLANTAŞ'a,

2021-7401 nolu BAP proje desteği ile tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix

RESİMLERİN LİSTESİ x

SİMGELER VE KISALTMALAR xii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental İmplantlar 3

2.1.1. İmplant destekli protez türleri 3

2.2. Hibrit Abutment Kronlar 9

2.2.1. Hibrit abutment kronlarda kullanılan restoratif materyal türleri 10

2.2.2. Titanyum ara parça ve seramik simantasyon yüzeyine yapılan yüzey işlemleri 15

2.3. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarında Komplikasyonlar 16

2.3.1. Mekanik komplikasyonlar 17

2.4. Dental Restorasyonlarda Yaşlandırma Yöntemleri 24

2.4.1. Termomekanik yaşlandırma yöntemi 25

2.5. Dental Restorasyonlarda Kullanılan Mekanik Testler 26

2.5.1. Kırılma direnci testleri 27

3. GEREÇ VE YÖNTEM 29

3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması 29

3.2. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi 30

3.3. Restorasyonların Titanyum Ara Parçaya Simantasyonu 36

Sayfa

3.4. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi 40
3.5. Vida Gevşemesi (Gevşeme Torku) Ölçümü 41
3.6. Abutment Vidasının Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelemesi 45
3.7. Kırılma Direnci Testinin Uygulanması 46
3.8. İstatistik Analiz 47
4. BULGULAR 49
4.1. Gruplara Ait Vida Gevşemesi (Gevşeme Torku) Değerleri 49
4.2. Gruplara Ait Vida Gevşemesi Tork Değerlerindeki Kayıp Oranları (%) 52
4.3. Materyal Türleri İçin Kırılma Direnci Değerlerinin Karşılaştırılması 55
4.4. Materyal Türlerinin Başarısızlık Tiplerinin Karşılaştırılması 56
5. TARTIŞMA 59
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 73
KAYNAKLAR 75
ÖZGEÇMİŞ 87

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 4.1. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesine (gevşeme torku; Ncm) ait tanımlayıcı istatistikler 49

Çizelge 4.2. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları 50

Çizelge 4.3. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranına (%) ait tanımlayıcı istatistikler. 52

Çizelge 4.4. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları 53

Çizelge 4.5. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranlarına (%) ait tanımlayıcı istatistikler 54

Çizelge 4.6. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları 54

Çizelge 4.7. Farklı materyal türleri için kırılma direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler 55

Çizelge 4.8. Tek yönlü ANOVA testi sonuçları 55

Çizelge 4.9. Farklı materyal türleri için başarısızlık tiplerinin dağılımı 56

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Çalışma modelinin elde edilmesi 29

Resim 3.2. Modellerin artikülatöre bağlanması 30

Resim 3.3. Tarama başlığının modele yerleştirilmesi 30

Resim 3.4. Ağız içi tarayıcı cihazı 31

Resim 3.5. Sanal modelin elde edilmesi ve restorasyonun tasarımı 31

Resim 3.6. Örneklerin freze cihazında üretimi 32

Resim 3.7. Zirkonya örneklerin sinterizasyon fırınına yerleştirilmesi 32

Resim 3.8. Zirkonya restorasyonların sinterizasyon öncesi ve sonrası görüntüsü 33

Resim 3.9. Zirkonya örnekler için kullanılan polisaj lastikleri 33

Resim 3.10. Lityum disilikat restorasyonların üretilmesi 34

Resim 3.11. Örneklere sabitleme patı uygulanması 34

Resim 3.12. Lityum disilikat örneklerin kristalizasyon işlemi için fırına yerleştirilmesi 35

Resim 3.13. Lityum disilikat örnekler için kullanılan parlatma lastikleri 35

Resim 3.14. Hibrit seramik restorasyonların üretim aşamasından sonraki görüntüsü 36

Resim 3.15. Hibrit seramik örnekler için kullanılan polisaj lastikleri 36

Resim 3.16. Titanyum ara parçanın kumlanması 37

Resim 3.17. Titanyum ara parçaya silan uygulanması 37

Resim 3.18. Hidroflorik asit uygulaması 38

Resim 3.19. Titanyum ara parçada vida deliğinin teflon ile kapatılması 39

Resim 3.20. Restorasyon ve titanyum ara parçaya referans çizgilerinin çizilmesi ve simantasyonun tamamlanması 39

Resim 3.21. Titanyum ara parça ve seramik restorasyonun simantasyonunda kullanılan rezin siman 39

Resim 3.22. Paralellik kontrolü 40

Resim 3.23. Örneklerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi 41

Resim **Sayfa**

Resim 3.24. Örneklerin elektronik tork kontrol cihazı ile torklanması 42

Resim 3.25. Örneklerin 30 Ncm sıkma torkuyla torklanması 42

Resim 3.26. Vida gevşemesinin (gevşeme torkunun) ölçülmesi 43

Resim 3.27. Vida deliklerinin kompozit dolgu ile kapatılması 43

Resim 3.28. Periapikal radyograf alınması 44

Resim 3.29. SEM cihazı 46

Resim 3.30. Üniversal test makinesi 46

Resim 3.31. Örneklerin tablaya yerleştirilmesi 47

Resim 4.1. 100'lük büyütme ile yaşlandırma işlemi öncesi, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası SEM görüntüsü 51

Resim 4.2. 250'lik büyütme ile yaşlandırma işlemi öncesi, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası SEM görüntüsü 51

Resim 4.3. Restorasyon kırığı: a) zirkonya, b) lityum disilikat, c) hibrit seramik 56

Resim 4.4. Titanyum ara parçada deformasyon 57

Resim 4.5. Titanyum ara parçada kırık 57

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklamalar**
-	Eksi
%	Yüzde
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı-eksi(tolerans)
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Hz	Hertz
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
N	Newton
Ncm	Newton santimetre
x	Çarpım

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
3Y-TZP	%3 Mol İtriyum ile Stabilize Zirkonya Polikristali
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
CAD-CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CEREC	CEramic REConstruction
GPa	Gigapaskal
ISO	International Organization for Standardization
MPa	Megapaskal

Kısaltmalar	Açıklamalar
NY	New York
Ort	Ortalama
PEEK	Polietereterketon
RTV	Removal Torque Value (Çıkarma Torku Değeri)
SEM	Scanning Electron Microscopes (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SS	Standart Sapma

1. GİRİŞ

Günümüzde hem hekimler hem de hastalar tarafından öncelikle tercih edilen tedavi seçeneği haline gelen implant tedavisi, diş hekimliğinde hastalara önemli avantajlar sağlamaktadır. Yaygınlaşan implant uygulamalarında başarı artık sadece sağlıklı bir kemik-implant ilişkisi sağlanması olarak algılanmamaktadır. Bir implantın başarılı olarak kabul edilmesi için kemik içi stabilitenin yanı sıra memnun edici bir estetik sağlaması, çevre dokuların sağlığını koruması ve üzerindeki protetik üst yapının çiğneme fonksiyonunu sağlaması gerekmektedir [1,2].

İmplant destekli restorasyonlarda iyi bir estetik elde edilebilmesi için hem yapılan restorasyonun hem de çevresindeki yumuşak dokuların, şekil ve renk açısından doğal bir görünüme sahip olması gerekmektedir [3]. Bu amaçla seramik abutmentların kullanımı gündeme gelmiştir. Hasta başında kullanılan CAD-CAM sistemlerinin yaygınlaşması protetik tedavilerin bitim işlemini tek seansa düşürerek, laboratuvar aşamalarını ortadan kaldırmaya katkıda bulunmuştur [4]. CAD-CAM sistemlerinin kullanım sıklığının artması ile estetik ve fonksiyonel beklentileri karşılamak amacıyla yeni restorasyon seçenekleri geliştirilmiştir. Hibrit abutment adı verilen sistem ile titanyum abutmentların sağlamlığı ve seramik abutmentların estetik özellikleri birleştirilmektedir. Tasarım hibrit abutment veya hibrit abutment kron olarak iki şekilde yapılabilmektedir [5]. Hibrit sistemlerde, seramik abutment/kron üretimi tamamlandıktan sonra implanta uygun titanyum ara parça ile sistemin önerileri doğrultusunda birleştirilerek tek parça halinde kullanılabilmektedir. Hibrit abutment kron sistemi, titanyum ara parça ve seramik kron restorasyonun birbirine simante edilerek, tek parça olarak implanta vidalandığı bir vida tutuculu restorasyondur [6]. Böylece hem estetik hem de fonksiyonel beklentileri bir arada karşılayan restorasyonlar üretilebilmektedir.

Teknolojik ilerlemeler sayesinde materyallerin mekanik özelliklerinde gelişmeler olsa da, materyallerin uzun dönem başarılarını büyük ölçüde doğru endikasyon ve uygun malzeme seçimi belirlemektedir [7]. Güncel CAD-CAM seramiklerle tek parça olarak üretilen kronun titanyum ara parça ile birleştirilmesi sonucu elde edilen hibrit abutment restorasyonların birçok avantajı olsa da, ağızda uğradıkları mekanik kuvvetler karşısında vida gevşemesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılmaktadır. Vida gevşemesini ve buna bağlı komplikasyonları azaltmak için vida tasarımları üzerinde çalışmalara ihtiyaç vardır.

Restorasyonlar ağız ortamında aralıklarla gerilimlere maruz kalmaktadır. Materyaller germe ve baskı testlerinde çok düşük kuvvetlere maruz kalsalar bile, yorgunluğa bağlı olarak zaman içinde başarısızlığa uğrayabilmektedirler. Günümüzde klinik ortama benzer in vitro testlerin, restorasyonun ömrünün belirlenmesinde daha gerçekçi olacağı düşünülmektedir. Bu nedenle farklı tam seramiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yaşlandırma testleri kullanımı, seramiklerin ağız içinde maruz kaldıkları kuvvetleri ağız dışı ortamlarda taklit ederek seramik yapıları birbiriyle karşılaştırma olanağı sunmaktadır [6].

Çalışmalarda, farklı seramik bloklardan üretilen hibrit abutment kron restorasyonlarda termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesinin ve kırılma direncinin karşılaştırılması ve restorasyonlarda yaşlandırma sonrası meydana gelen komplikasyonların incelenmesi konusunda detaylı bilgi mevcut değildir. Bu tez çalışmasının amacı; farklı materyallerden üretilen (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) hibrit abutment kron restorasyonlarında materyal türünün ve termomekanik yaşlandırma işleminin vida gevşemesi ve kırılma direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi ve bu restorasyon tipi için uygun materyallerin belirlenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Branemark tarafından osseoentegrasyonun tanımlanması ve dental implantların piyasaya sürülmesi ile birlikte diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda dental implantlar sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Dental implantlar eksik dişlerin tedavisi için oldukça başarılı bir tedavi seçeneğidir [8,9]. Başlangıçta sadece tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda kullanılan dental implantlar, günümüzde farklı durumların tedavisinde alternatif bir seçenek olarak kullanılmaktadır [10]. Dental implantolojide başarı artık sadece osseoentegrasyon sağlamak ile ilgili değildir. İmplant destekli restorasyonlar doğal dişlerin estetiğini taklit etmeli ve çevredeki yumuşak dokularla bütünleşmelidir. Dental implant ihtiyacı olan hastalar, implantın doğal diş gibi görünmesini istemektedirler. Bu nedenle dişeti dokusu, abutment ve protez arasındaki ilişki osseoentegrasyon kadar önemlidir [11]. İmplant diş hekimliği oldukça gelişmiş olmasına rağmen, yeni materyaller ve tasarımlar sürekli olarak üretilmektedir. Günümüzde, farklı bileşenlere sahip çok sayıda implant sistemi mevcuttur [12].

2.1.1. İmplant destekli protez türleri

Protetik restorasyonlar, periodontal veya kalıtsal hastalıklar, travma, çürük ve endodontik problemler gibi farklı sebepler ile kaybedilen dişler nedeniyle oluşan fonksiyon, estetik ve fonasyon eksikliklerini tedavi etmektedir. Kısmi ve tam diş eksiklikleri durumlarında tedavi genellikle sabit veya hareketli protezlerle sağlanmaktadır. Günümüzde sabit protez yapımı sırasında dayanak dişlerin preparasyonu sebebiyle karşılaşılan endodontik ve periodontal problemler; geleneksel hareketli protezlerde karşılaşılan retansiyon ve çiğneme fonksiyonu ile ilgili sorunlar nedeniyle diş hekimi ve hastalar için estetik ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılayan implant destekli protezler sıklıkla tercih edilen tedavi seçeneğidir [13]. Tam dişsizlik vakalarında, implant doku destekli tam protezler, implant destekli sabit protezler ve hibrit protezler gibi tedavi seçenekleri kullanılmaktadır [14].

Tek veya birkaç dişin eksikliğinde daha çok implant destekli kron ve köprüler ile sabit protetik tedavi yöntemi kullanılmaktadır. Alveolar kret ve arkın şekli, kemiğin kalitesi ve

miktarı, hastanın oral hijyeni ve ekonomik durumu gibi faktörler değerlendirilerek uygulanacak tedavinin türüne karar verilmektedir [15].

Hareketli protezler

Dental implantlar, dişsiz çenelerde kemik miktarının ve kalitesinin yeterli olduğu durumlarda tam protezin mekanik tutuculuğunu ve desteğini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Bu amaçla genellikle alt çenede en az 2 adet, üst çenede ise en az 4 adet implant kullanılarak hareketli protezlerde tutuculuğun arttırılması sağlanmaktadır [16]. İmplant destekli hareketli protezler sabit protezler ile karşılaştırıldığında ekonomik olarak daha avantajlıdırlar ayrıca yapım ve onarım aşamaları daha kolay olmaktadır. İmplant destekli protetik restorasyonların estetik, stabilite ve hasta memnuniyeti açısından geleneksel protezler ile karşılaştırıldığında daha başarılı oldukları bilinmektedir. Kullanılacak implantların sayısı, boyu, çapı ile kemik kalitesi ve miktarı gibi faktörler protez planlanması aşamasında klinisyenler tarafından değerlendirilmelidir [16]. Çiğneme kuvvetlerinin dağılımına göre incelendiğinde, üç temel tipte implant destekli hareketli protez uygulaması mevcuttur. Doku destekli overdenture protezler, iki adet bağımsız tutucu kullanılarak hazırlanan overdenture şeklinde uygulanmaktadır [14]. Doku-implant destekli overdenture protezler, doku destekli overdenture protezlere kıyasla daha çok implanttan destek almaktadır. Bu protezlerin hazırlanması amacıyla 2 implant ve bunlara bağlı esnek bir tutucu kullanılabilmektedir. İmplant destekli overdenture protezler, sıklıkla 4 veya daha fazla implant içeren tutucular ile desteklenmektedir [14].

Hibrit protezler

Hibrit protezler olarak adlandırılan protezler, akrilik rezinle kaplı metal kaideli bir alt yapıya sahip olan implant destekli sabit tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır. 15 mm ve daha fazla interark mesafesi olan durumlarda sabit protezlere alternatif olarak hibrit protezler yapılabilmektedir. Metal altyapı üzerinde akrilik, porselen ve kompozit rezin dişler kullanılmakta, kaide olarak ise akrilik rezin kullanılmaktadır. Alt ve üst çene tam dişsizlik durumlarında 6-8 implant üzerine vida tutuculu hibrit protezler uygulanmaktadır. Bu yöntemin avantajları; hastaya sabit protezin konforunu sunması, sabit protezlere göre daha az sayıda implant kullanılması ve ekonomik olması, özellikle maksiller sinüs ogmentasyonu ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu işlemlerinden kaçınılmasıdır [17]. Dental

implantolojideki gelişmeler ışığında, tam dişsiz vakaların tedavisinde hibrit protezler başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Metal altyapı, akrilik kaide ve dişlerden oluşan tek parça tam ark hibrit protez üretilerek implantlara vidalanabilmektedir. Böylece protez kırığı ya da tamir gerektiren herhangi bir durumda, protezin vida ile sabitlenmesi, ağızdan çıkarılmasının kolay olması açısından avantajlıdır. Sonuç olarak hastalar, sadece diş hekiminin çıkarabildiği sabit bir proteze sahip olmaktadırlar [18].

Sabit protezler

Kısmi veya tam dişsiz hastaların protetik tedavisinde farklı yöntemler mevcuttur. Rutin klinik işlemlerin yetersiz olduğu durumlarda etkinliğin arttırılması için birçok teknik kullanılsa da tam ve bölümlü hareketli protezlerde hasta memnuniyeti, sabit protezler kadar iyi olmamaktadır ve hastalar adaptasyon problemleri yaşamaktadırlar [10]. Tek diş eksikliklerinin tedavisinde uygulanan implant destekli protezlerde, kontaktta bulunan dişlerin durumu, alt ve üst çeneler arasındaki ilişki, diş kaybının nedenleri, çevre yumuşak dokuların ve periodonsiyumun durumu, dişsiz alanın mesio-distal ve bukko-lingual ya da bukko-palatinal mesafesi, kemik kalınlığı ve çevre anatomik yapıların durumu gibi faktörler değerlendirilerek başarılı implant destekli sabit protetik restorasyonlar yapılabilmektedir [10]. Tam dişsizlik durumlarında estetik, hijyen ve dayanıklılık açısından implant destekli sabit protezler tavsiye edilmektedir [17].

Günümüzde implantların başarısı, osseoentegrasyonun sağlanmasının yanı sıra hastaya estetik ve fonksiyonu en kısa sürede sağlayan doğal görünümlü ve uzun süre kullanılan restorasyonların yapımını içermektedir. İmplantların eksik dişlerin tedavisinde kullanımı geleneksel diş destekli sabit protezlere göre daha sık kullanılan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir [19].

İmplant destekli sabit protezlerde abutment seçimi

Abutment, doğal dişin kökünün yerini tutan implantın üzerine, doğal dişin prepare edilmiş kronunu taklit etmesi amacıyla yerleştirilen parçadır. Uygun abutmentın seçilmesi mekanik olarak iyi uyum gösteren ve estetik açıdan iyi sonuç veren bir restorasyon yapımı için önemlidir [20]. Abutmentlar proteze tutunma tipine göre ve yapıldığı materyale göre sınıflandırılabilmektedir.

Proteze tutunma tipine göre abutmentlar

İmplant destekli sabit protezlerde protez ile implant bağlantısı vida veya siman ile sağlanmaktadır [21]. Vidalı implant destekli sabit protez sistemlerinin siman artığı bırakmaması daha az interoklüzal alan ihtiyacı ve onarım gerektiren durumlarda kolay çıkarılma gibi avantajları vardır [22,23]. Ancak vida tutuculu restorasyonlarda pasif uyumun sağlanması siman tutuculu restorasyonlara göre daha zordur [24].

Siman tutuculu protezler ile vida tutuculu protezler karşılaştırıldığında, siman tutuculu protezlerde kron implant arayüzünde marjinal uyumsuzluk oranı düşüktür. Bununla birlikte vida gevşemesi, vida tutuculu restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyondur [25]. Siman tutuculu implant destekli protetik restorasyonlarda, implant abutmentı ile restorasyon arasındaki siman tabakası nedeniyle pasif uyum daha kolay elde edilmektedir. Vida erişim deliği olmadığı için sağlam bir oklüzal yüzey bütünlüğü mevcuttur. Böylece restorasyon kırığı görülme olasılığı siman tutuculu restorasyonlarda vida tutuculu restorasyonlara göre daha azdır. Siman tutuculu restorasyonlarda bölgedeki fazla simanın temizlenme zorluğuna bağlı olarak peri-implant hastalıklar gelişebilmektedir ve siman tutuculu restorasyonlarda artık simana bağlı olarak daha fazla marjinal kemik kaybı gözlemlenmektedir [22,26]. Siman tutuculu restorasyonlarda, simantasyon işlemi sırasında retraksiyon kordlarının yerleştirilmesi ve simantasyondan sonra radyografik yöntemlerin kullanılarak taşan siman miktarının tespit edilmesi, siman artığı kalması olasılığını azaltabilmektedir [26]. Siman tutuculu restorasyonlarda, restorasyonun simantasyonu sırasında restorasyon doğru konuma yerleştirilmeden önce simanın sertleşmesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılmaktadır. Bu durumun önüne geçilmesi teknik hassasiyet gerektirmektedir [22]. Siman tutuculu restorasyonlarda daha az laboratuvar hatası riski vardır. Üretim aşaması daha kısa sürmektedir ve maliyet olarak vida tutuculu sistemlerden daha uygundurlar. Vida tutuculu restorasyonların üretim süreci daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir ve daha zordur. Bu sebeple daha maliyetlidirler [27]. Ayrıca siman tutuculu restorasyonların implant dokusu ve implant bileşenleri üzerinde uyguladıkları stres miktarı vida tutuculu sistemlere göre daha azdır [25]. Vida tutuculu restorasyonlarda teknik komplikasyonlar daha sık görülürken, siman tutuculu restorasyonlarda daha çok biyolojik komplikasyonlarla karşılaşılmaktadır [27,28].

Materyal tipine göre abutmentlar

İmplant üst yapılarında fonksiyon, dayanıklılık ve estetiğin aynı anda sağlanması amacıyla çeşitli üretim teknolojileri ve materyaller kullanılmaktadır. Özellikle ön bölgeki implant destekli restorasyonlarda, seramik esaslı abutment ve kron protezleri, titanyum abutment ve metal destekli sabit protezlere göre ışık geçirgenliğini doğal dişlere daha yakın şekilde yansıttığı için estetik yönden daha başarılıdır. Titanyum abutmentlar, yansıyan gri renk nedeniyle estetik görüntüyü bozmaktadır [29]. Bu nedenle yüksek gülme hattına veya dişeti çekilmesine sahip hastalarda seramik abutment kullanımı gerekli olmaktadır [29]. İmplant abutmentları, çoğunlukla altın veya titanyum alaşımından oluşan metallerden üretilmektedir. Bu materyallerin özellikle estetik alanlardaki dezavantajı, kron restorasyonunun etrafındaki yumuşak dokudan metalin görünmesi ve diş etinde gri bir renk tonu oluşturmasıdır [30]. Daha doğal görünen restorasyonların yapılabilmesi için, estetik abutment ve kron materyalleri üretilmiştir [31]. Bu tam seramik implant abutment ve kron bileşimleri için kullanılan malzemeler, zirkonya, alümina, lityum disilikat ve lösit ile güçlendirilmiş cam esaslı porselenlere kadar çeşitlilik göstermektedir. Piyasada hazır olarak bulunan ve belli standart özellikleri olan prefabrike abutmentların basit kullanımları ve ucuz olmaları gibi avantajları vardır. Bununla birlikte, prefabrike abutmentlar nadiren uygun form ve şekil sunmaktadırlar. Her vaka için uygun olmayabilirler ve uyumlandırılmaları gerekebilmektedir. İstenilen çıkış profili bu abutmentlarla sağlanamadığında, restorasyonun estetik sonucunu olumsuz etkileyebilmektedirler. İdeal çıkış profilini yakalamak ve istenilen şartlara uygun bir abutment elde edebilmek için kişisel abutmentlar kullanılmaktadır [20].

Abutmentlar; eksik olan dişin ağız içindeki konumu, implantın kemik içi pozisyonu, implantın doğal dişler veya diğer implantlara göre konumu, interoklüzal mesafe miktarı ve gingival doku kalınlığı veya cep derinliği değerlendirilerek seçilmektedir. Metal abutmentların yumuşak dokudan yansıdığı durumlarda seramik abutmentlar tercih edilebilmektedir. Özellikle estetik bölgelerde titanyum implant ve abutmentlar, implant çevresi yumuşak dokularda koyu renk yansımasına sebep olabildiklerinden seramik abutmentlar daha sık kullanılmaktadır [12,32]. Titanyum implant abutmentlarına simante edilen metal-seramik restorasyonların kırılma direnci, seramik implant abutmentları üzerine edilen seramik restorasyonlardan daha yüksektir fakat estetik beklentiler nedeniyle seramik implant abutmentlarının kullanımı daha popüler hale gelmiştir [15].

Tam seramik restorasyonlar, translüsensi özellikleri sayesinde ışık geçişine izin vererek gingival gölgelenmeleri azaltmaktadır böylece doğal bir görünüm sergilemektedirler. Fakat bu yüksek translusensi özellikleri nedeniyle, restorasyonun metal abutmenta uygulanması durumunda metal yansıması meydana gelerek estetik olmayan bir görünüme sebep olabilmektedirler. Bu estetik problemin önüne geçmek amacıyla seramik abutmentlar kullanılmaktadır [15]. Seramik abutmentların renkleri ve biyolojik avantajları sayesinde kullanımları gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır ve estetik açıdan başarılı restorasyonlar üretilmektedir [33]. Seramik abutmentların metal abutmentlarla kıyaslandığında çeşitli avantajları vardır. Bunlar; biyouyumluluk, düşük termal iletkenlik ve korozyona karşı direncin yüksek olması gibi özelliklerdir. Abutmentın çıkış konturunun şekillendirilebilmesi kişiselleştirilen seramik abutmentların en önemli klinik avantajıdır. Seramik abutmentların başka bir avantajı ise bakteriyel tutunmanın az olmasıdır [7]. Estetik avantajlarına rağmen zirkonya abutmentlarda kısa süre içinde özellikle implantın restoratif platformuna oturarak bağlantıyı sağlayan boyun bölgesinde, kırıklar ve titanyum implantta aşınmalar görülebilmektedir. Bu kırık ve aşınmalar titanyum ve zirkonya materyallerinin sertlik farkından kaynaklanmaktadır. Giderek yaygınlaşan bu mekanik komplikasyon nedeniyle üretici firmalar abutment-implant bağlantısının titanyum bir boyun ile sağlandığı ve titanyum platform üzerine zirkonya abutmentların oturtulduğu güncel bir sistem geliştirmişlerdir [29]. Bu sisteme “hibrit abutment” denilmekte ve titanyum abutmentların sağlamlığı ile seramik abutmentların estetik özelliklerinin birleştirildiği bir tasarım olarak günümüzde tercih edilmektedir. Hibrit abutmentlarda implantın boynuna oturan kısım titanyumdan, protezin üzerine oturtulacağı kısım ise seramikten üretilmekte ve bu iki bileşen tek parça olarak hareket edecek şekilde birleştirilmektedir [29]. Son yıllarda, CAD-CAM teknolojisinin gelişmesi, iyi estetiğe sahip titanyum ara parçalı seramik abutmentların kullanımının artmasına yol açmıştır. Abutment seçiminde mekanik özellikler ve biyouyumluluk önemlidir. Zirkonya abutmentlar daha estetik ve biyouyumlu olsa da, mekanik komplikasyon riski taşımaktadır. Cardenas ve diğerleri yaptıkları çalışmada [11], 4 farklı abutment seçeneği kullanarak 10’ar adet olmak üzere toplam 40 adet restorasyon üretmişlerdir. Bunlar lityum disilikat kron ile restore edilen zirkonya abutmentlar, titanyum ara parça üzerine simante edilen zirkonya abutmentlar, titanyum ara parçalı monolitik lityum disilikat abutment kronlar ve titanyum ara parçalı monolitik polimer infiltre seramik abutment kronlardır. Bu restorasyonlara 88 N’luk bir kuvvet uygulanarak mekanik yükleme işlemine başlanmıştır. Ardından 170, 210, 250, 290 N’luk kuvvetler uygulanarak maksimum 20000 siklus uygulanmak üzere mekanik yüklemeye maruz bırakılarak biyomekanik

performansları karşılaştırılmıştır. Tamamen zirkonyadan yapılmış abutmentlara kıyasla titanyum ara parça üzerine simante edilen zirkonya abutmentların daha dayanıklı olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca çalışmada, farklı abutmentların yorulma dirençlerinin restoratif materyalin türünden ve abutment tasarımından etkileneceği sonucuna varılmıştır [11]. Pitta ve diğerleri yaptıkları bir meta-analiz çalışmasında [34], tamamı titanyum olan abutment ve titanyum ara parçalı zirkonya abutmentları karşılaştırmıştır ve titanyum ara parçalı zirkonya abutmentların estetik olarak daha iyi performans sergilediklerini belirtmişlerdir. Titanyum ara parçalı abutmentlar ile kullanım için polimer infiltre seramik (hibrit seramik) günümüzde kullanılan bir diğer seramik türüdür. Bu materyaller, periodontal ligament varlığını desteklemeye yardımcı olabilecek elastik modüle, esneklik ve yüksek sıkıştırma direnci gibi diğer istenen özelliklere sahiptir [11]. Bu gelişmelerle birlikte seramik ve titanyumun klinik avantajlarını birleştiren abutment türlerinin kullanımı gündemde olmaktadır. Günümüzde hibrit abutment kullanımının yaygınlaşması sebebiyle firmalar titanyum ara parça üzerine yerleştirilecek materyalin estetik özelliklerini geliştirmek ve seramik materyal çeşitliliğini arttırmak amacıyla çalışmalar yapmaya devam etmektedirler [29].

2.2. Hibrit Abutment Kronlar

CAD-CAM sistemlerinin kullanımının artması, hastanın estetik ve fonksiyonel beklentileri firmaları farklı özelliklere sahip materyallerin gelişimi için çalışmaya yönlendirmiştir. Bu çalışmalar sonucunda, kişiye özel üretilen seramik gövdeyi prefabrike titanyum ara parça ile simantasyon yolu ile birleştirerek iki parçalı, hibrit titanyum seramik kişisel abutment sistemleri üretilmiştir. Hibrit abutmentın titanyum parçası dayanıklılıktan sorumlu olup implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken, kişiye özel üretilen seramik gövdedeki çıkış profilinin doğal olması ve rengi restorasyonun estetik özelliğini arttırmaktadır. Bu tasarım "hibrit abutment" olarak adlandırılmaktadır. Bu tasarım, titanyum abutmentların dayanıklılığı ve seramik abutmentların estetik avantajlarının birleştirildiği bir sistemdir. Restorasyon, hibrit abutment (üzerine simante kron) olarak veya hibrit abutment kron şeklinde 2 farklı yöntem ile üretilebilmektedir [5,20]. Hibrit abutment kron sistemi abutment ve kronun titanyum ara parçaya simante edilip implanta vidalanacak şekilde tek parça olarak üretildiği sistemdir. Hibrit abutment tasarımında ise abutment önce titanyum ara parçaya simante edilmekte, daha sonra implanta vidalanmakta ve ardından üzerine tamamen seramik bir kron üretilerek simantasyonu yapılmaktadır. Hibrit abutmentlarda implantın boyun kısmına yerleşen kısmı titanyum materyalinden üretilirken protezin üzerine yerleşeceği üst

bölüm seramikten üretilmektedir [35]. Bu restorasyon türünün tasarımı genellikle hekimlerin ve hastaların tercihlerine ve klinik duruma göre yapılmaktadır [5]. Bu tasarım sayesinde titanyum implant ile abutmentın bağlantı bölgesindeki mekanik avantaj ve seramik restorasyondaki estetik avantaj bir arada kullanılmaktadır [36].

Hibrit abutmentların dayanıklılıkları tek parça zirkonya abutmentlardan daha yüksektir. Bu nedenle mevcut implant boyutlarına uygun olacak şekilde "Tibase" olarak adlandırılan titanyum ara parçaların üretimi hız kazanmıştır. Hibrit abutment kron ile vida tutuculu restorasyonlar benzerlik göstermektedir [6]. Vida tutuculu tek parça kronlarda vidaya erişim kolaylığı olması simantasyon işlemini kolaylaştırmaktadır. Günümüzde prefabrike delikli CAD-CAM blokları üretilmektedir. Bu bloklar sayesinde restorasyonun frezelenmesi ve doğrudan titanyum ara parça üzerine simante edilmesi mümkündür. Delikli blokların kullanımı, restorasyonların üretimini kolaylaştırmaktadır [37]. Bu tedavi teknikleri ile tedavinin hızını ve maliyet etkinliğini arttırmak hedeflenmektedir [37].

Seramik abutment üretimi farklı yollarla yapılabilmektedir [38-43]. Hibrit abutment/hibrit abutment kron restorasyonların üretim yöntemleri aşağıda maddeler halinde verilmiştir;

1. Hibrit abutment, CAD-CAM sistemi ile ayrı bir şekilde üretilebilmektedir. Hibrit abutment üzerine CAD-CAM sistemi ile ayrı olarak restorasyon tasarımı ve üretimi yapıldıktan sonra hibrit abutmenta simantasyon işlemi yapılabilmektedir.
2. Hibrit abutment kron CAD-CAM sisteminde tek parça olacak şekilde tasarlanarak üretilebilmektedir.
3. CAD-CAM sistemi ile hibrit abutment tasarlanıp üretilmektedir. Üretilen hibrit abutmentın üzerine geleneksel yöntemlerle veneer tabakası uygulanabilmektedir.
4. CAD-CAM sistemiyle üretilen hibrit abutment üzerine lösit veya lityum disilikat kristalleriyle güçlendirilmiş cam seramik ingotları ısı ve basınç altında preslenerek restorasyonun üretimi tamamlanabilmektedir.

2.2.1. Hibrit abutment kronlarda kullanılan restoratif materyal türleri

Daimi hibrit abutment kron yapımında kullanılan malzemeler zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik ve zirkonya katkılı lityum silikat materyalleridir [37]. Geçici süreyle kullanılan hibrit abutment kron restorasyonların yapımında kullanılan malzemeler ise

polimetil metakrilat, polietereterketon (PEEK) ve mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik gibi materyallerdir [20,37,44].

Zirkonya seramikler; gelişmiş estetik, mükemmel biyouyumluluk, yüksek eğilme mukavemeti (900-1200 MPa), sıkıştırma mukavemeti (2000 MPa) ve kırılma tokluğu (6 $MPa.m^{1/2}$) gibi özelliklere sahiptir. Hibrit abutment kron restorasyonlarında yarı sinterize zirkonya bloklar kullanılmaktadır. Bu nedenle, orijinal boyutlarından yaklaşık %25 daha büyük üretilmektedirler [45]. Zirkonya, dirençli bir materyal olmasına karşın estetik olarak yeterince avantajlı bir materyal değildir. Hibrit abutment kron üretimi için monolitik zirkonya delikli blokları (Cerec Zirconia Meso; Dentsply Sirona, ABD) mevcuttur. Alsahhaf ve diğerleri [46], titanyum ara parça üzerine zirkonya abutment ile tasarlanan hibrit abutmentlarda, titanyum ara parçanın zirkonya abutmentın en zayıf bölgesi için bir destek görevi gördüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle titanyum ara parça, zirkonya abutmentın kırılma dayanımını arttırabilmektedir [4,7].

Cam seramiklerin zirkonyadan daha estetik olduğu kanıtlanmıştır [37]. Lityum disilikat, orta derecede eğilme mukavemeti (360-440 MPa) ve kırılma tokluğu (2,5-3 $MPa.m^{1/2}$) ile cam seramiklerin en sertidir. Lityum disilikat hibrit abutment kronlara, CAD-CAM sistemleri ile üretim sonrasında kristalizasyon işlemi uygulanmaktadır [47]. Lityum disilikatın freze işlemi cam seramik yapısında olduğu için zor olmaktadır. Ayrıca yapısının kırılganlığı sebebiyle, lityum disilikat blokların üretimi yarı kristalize bir şekilde yapılmaktadır [47]. Translusensi ve renk çeşitliliği sayesinde hibrit abutment kron restorasyonlarının yapımında kullanılmaktadırlar [48]. Ivoclar firmasının (Schaan, Lihtenştayn) ürettiği IPS e.max CAD bloklar, implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment kron üretiminde kullanılmaktadır [49-52]. Önceden hazırlanan deliklere sahip IPS e.max CAD blokları bulunmaktadır [52]. Piyasada bulunan IPS e.max CAD delikli bloklar ile üretilen restorasyonlar daha sonra bir titanyum ara parçaya yapıştırılmaktadır. Bu bloklar piyasada A14 ve A16 boyutlarında bulunmaktadır [52] . Ioannidis ve diğerleri yaptıkları çalışmada [53], 40 örnek üzerinde hibrit abutment kronlar ve titanyum ara parçalı abutmentlar arasındaki ara yüzün morfolojisi üzerinde yaşlanmanın etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada lityum disilikat veya polimer infiltre seramik ağ ile hibrit abutment kronlar üretilerek 2 gruba ayrılmıştır. Bunlar; titanyum abutmenta simantasyon için ara yüzey bölgesinin uygun olarak CAD-CAM ile frezelendiği grup veya prefabrike olarak üretilen gruptur. Toplamda 4 hibrit abutment kron grubu üretilmiştir (n=10). Kron abutment ara yüzünün morfolojisi, termomekanik yaşlandırma

işleminden önce ve sonra taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmiştir. CAD-CAM kronların standart titanyum ara parçalı abutmentlar üzerindeki simantasyon ara yüzlerinde, termomekanik yüklemeden önce ve sonra yüksek oranda boşluklar görülmüştür. Restoratif materyalin bileşiminin ve ara yüzün yapısının, ara yüzey boşluk boyutunu etkilediği belirtilmiştir [53].

Zirkonya, dirençli bir materyal olmasına karşın estetik özelliği arzu edilenden daha azdır. Estetik ve sağlam bir malzeme olarak, lityum silikata %10 zirkonya eklenmiş bir seramik geliştirilerek piyasaya sürülmüştür. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat olarak adlandırılan bu malzeme, CAD-CAM sistemleriyle özel kullanım için tasarlanmıştır. Lityum disilikat ile karşılaştırıldığında daha güçlü ve kolay frezelenme özelliğine sahip, uygun kenar stabilitesi sağlayan estetik bir malzemedir [54]. Zirkonya katkılı lityum silikat seramikler zirkonya ile lityum silikatların avantajlarını bir arada bulundurmaktadır. Zirkonya katkılı lityum silikat seramiklerin, lityum disilikat seramiklerle karşılaştırıldığında dayanıklılıkları daha fazladır [55]. Zirkonya katkılı lityum silikat seramikler, dayanıklı ve biyouyumlu oldukları için farklı cam seramiklere alternatif olarak kullanılmaktadır [56]. Lityum disilikat seramiklerin renk stabilitesi zirkonya katkılı lityum silikat seramiklere göre daha fazladır [57]. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatlarda, piyasada mevcut olarak hibrit abutment kron üretimi amacı ile kullanılan delikli blok mevcut değildir. Ancak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklara sonradan vida erişim deliği açılması ile restorasyonlar elde edilebilmektedir. Fakat bu yöntem restorasyonların dayanıklılıklarını azaltmaktadır. Yılmaz ve diğerleri yaptıkları çalışmada [58], döngüsel yükleme uygulanmış ve uygulanmamış farklı seramik CAD-CAM implant kron malzemelerinin döngüsel yükleme ile meydana gelen başarısızlık değerlerini karşılaştırmıştır. Çalışmada titanyum ara parçalı 40 prefabrike zirkonya abutment, 4 farklı CAD-CAM seramik malzemesinden (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) üretilmiştir (n=10). Kronların simantasyonundan sonra, oklüzal yüzeyler delinerek vida erişim delikleri hazırlanmıştır. Örneklerin yarısına, 5000000 döngüsel yükleme işlemi uygulanmıştır. Döngüsel yüklemeden sonra örneklere kırılma direnci testi uygulanmıştır.

Döngüsel yükleme sırasında, bir lityum disilikat örneğine ait zirkonya abutment ve bir adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat kron, 2 milyon döngü sonrası çatlamıştır. Titanyum ara parçalı zirkonya abutment üzerine zirkonya kron üretilerek yapılan restorasyonların kırılma direnci, diğer restorasyonlara göre daha yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar

restorasyonlardaki kırılma direnci değerlerindeki düşüşün, vida erişim deliği hazırlanırken kron malzemesinin zarar görmesinden kaynaklanabileceğini öne sürmüşler. Ayrıca frezelemeden önce restorasyonda bir erişim deliği tasarlamanın kırılma direnci değerlerini arttırabileceğini savunmuşlardır [58].

Diğer bir CAD-CAM materyali olan hibrit seramiklerin yapısındaki yoğun oranda bulunan seramik ağ, polimer bir ağ ile güçlendirilmiştir [59]. Hibrit seramikler, seramiklerin ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getirmektedir [47,60]. CAD-CAM sistemi ile rezin içerikli materyaller kullanılarak estetik restorasyonlar yapılabilmektedir. Seramik ve rezin içeren hibrit malzemeler estetiktirler ve uygulanmaları kolaydır. Bu özelliklerinden dolayı günümüzde kullanımları artmaktadır [61]. Hibrit malzemelerin başka bir avantajı cilalanabilme özellikleridir. Hibrit seramiklerin ağırlığının %86'sını, haciminin %75'ini seramik yapı oluşturur [49,59]. Piyasada bulunan hibrit seramiklerden biri olan Vita Enamic'in (VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) bükülme dayanımı 150-160 MPa olarak bildirilmiştir [62]. Seramik materyalinde sıklıkla görülen çatlak ilerlemesi problemi polimer ağ yapısı ile birlikte azaltılmıştır [62]. Polimer matriks elastisiteyi arttırmaktadır. Hibrit seramiklerin optik özelliklerini; monomer kompozisyonu, kimyasal içerik, doldurucuların partikül büyüklüğü ve dağılımı etkilemektedir. Hibrit seramiklerin kırılganlıkları geleneksel seramiklere göre daha düşük, aşınma dirençleri ise kompozit materyallere göre daha yüksek olmaktadır. Hibrit seramiklerin kırılma dayanımı yüksektir ve CAD-CAM sistemleri ile hazırlanmaları kolaydır [59]. İmplant bileşenleri arasında daha az yük aktarımına ve mikro hareketlere yol açabilecek bir şok emici etkiye sahip olabilmektedirler. Hibrit malzemelerin estetik olmalarının yanı sıra işlenebilirlikleri de kolaydır [61]. İmplantın çevresinde mevcut olmayan periodontal ligamentin görevini yaparak implant ve restorasyona fazla kuvvet iletimini önlemektedirler [37]. Delikli hibrit seramik bloklar (Vita Enamic; VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) hibrit abutment kron üretiminde kullanılmaktadır [49,51]. İmplant destekli tek kron restorasyonlar için Vita Enamic delikli bloklar önerilmektedir [44]. Elrifaie ve diğerleri yaptıkları çalışmada [63], polimer infiltre-seramik-ağ hibrit abutment kronun ve lityum disilikat hibrit abutment kronun pembe ve beyaz estetik üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaya maksiller estetik bölgede tek üye implant restorasyonu gerektiren 18 hasta dahil edilmiştir. Her hastaya lityum disilikattan (IPS e.max CAD) veya polimer infiltre edilmiş seramikten (Vita Enamic) tek üye hibrit abutment kron restorasyonu uygulanmış ve 6 ay boyunca takip edilmiştir. Sonuç olarak çalışmada lityum disilikat (IPS e.max CAD) hibrit abutment kronlar

ve polimer infiltre edilmiş seramik (Vita Enamic) hibrit abutment kronlar klinik olarak kabul edilebilir pembe ve beyaz estetik skorları göstermiştir [63].

PEEK dayanıklı, biyouyumlu ve kemiğe yakın elastik modülüsü (4 GPa) olan bir materyaldir. Bu özellikleri sayesinde iyi bir kuvvet dağılımı sağlayarak stresleri azaltmakta ve kemik remodelasyonunu hızlandırmaktadır [64]. PEEK, sabit protezlerde alt yapı materyali olarak, implant alanında ise geçici abutment, iyileşme başlığı, implant materyali ve geçici süre ile kullanılan hibrit abutment kronların yapımında kullanılmaktadır [44]. PEEK, CAD-CAM frezeleme için üretilen bloklar olarak, özel vakumlu presleme cihazları ile kullanılan peletler olarak veya presleme ile kullanılan granül formlarda piyasada bulunmaktadır [65]. Pelet ve granül formları, termo presleme veya eritme işlemi gerektirmektedir [65]. PEEK materyalinin estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda monolitik kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir. Bu durumlarda altyapı materyali olarak kullanılıp rezin materyaller ile veneerlenmesi tavsiye edilmektedir [66]. Stresleri absorbe edebilme özelliğine sahip olan PEEK, titanyum ve zirkonyadan daha düşük kırılma dayanımına sahip olması nedeniyle genellikle geçici implant abutmentı olarak kullanılmaktadır [66]. Barbosa-Junior ve diğerleri [67], kişiselleştirilmiş implant destekli hibrit abutmentlar için malzeme olarak polieter eter keton ve itriya kısmen stabilize zirkonya kullanan bir implant destekli restoratif sistemin, mekanik özelliklerini araştırmışlardır. Çalışma, yarı saydam zirkonya ve lityum disilikat monolitik kronlar kullanılarak yapılmıştır. Örnekler, hibrit abutmenta (polieter eter keton ve itriya kısmen stabilize zirkonya) ve maksiller santral kesici diş kronunu temsil eden monolitik kronlara (yarı saydam zirkonya veya lityum disilikat) göre rastgele 4 gruba ayrılmıştır ve mekanik yorulma testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, polieter eter keton ve itriya kısmen stabilize zirkonya hibrit abutmentlarda, kron materyallerine bağlı olmaksızın benzer yorulma değerleri gözlenmiştir. İtriya kısmen stabilize zirkonya abutment üzerine yarı saydam zirkonya kron ile hazırlanan restorasyonlarda, lityum disilikat kron kullanılarak hazırlanan restorasyonlara göre daha yüksek bir yorgunluk direnci gözlemlenmiştir. Polieter eter keton kişisel abutment üzerine lityum disilikat kron kullanılarak hazırlanan restorasyonlar ile yarı saydam zirkonya kullanılarak hazırlanan restorasyonların benzer yorgunluk direnci gösterdiği bulunmuştur [67].

Polimetil metakrilat içerikli telio-CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bloklar, uzun süreli geçici restorasyonlarda kullanılmaktadır [44,68]. Telio-CAD bloklar geçici hibrit

abutment kron restorasyon yapımında da kullanılmaktadır. Mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilikler uzun süreli geçici restorasyonların üretimi için mikro dolgusu olan, çapraz bağ oranının yüksek olduğu akrilat polimerlerdir. Yüzey stabiliteleri ve yüksek kırılma dirençleri sayesinde aşınma süreleri uzundur [44,49]. Mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik materyali hibrit abutment kronlarda, geçici olarak uzun süreli kullanılabilmektedir. Rosentritt ve diğerleri [69], polimetil metakrilat içerikli telio-CAD materyalinin kırılma direncini implant üstü geçici kron materyali olarak incelemişlerdir. Çalışmada örnekler 4 gruba ayrılmıştır (n=16). Birinci grupta telio-CAD ile hazırlanan 16 kron prepare edilen insan dişine simante edilmiştir. İkinci grupta telio-CAD ile hazırlanan geçici kronların laboratuvar şartlarında titanyum ara parçaya simantasyonu tamamlandıktan sonra implanta vidanlama işlemi yapılmıştır. Üçüncü gruptaki hazırlanan geçici kronların fossalarına orta noktalarından delik açıldıktan sonra abutmenta simantasyonları yapılmıştır. Dördüncü gruptaki kronlar direkt olarak abutmenta simante edilmiştir. Gruplardaki restorasyonların simantasyonu bir bölümünün geçici bir bölümünün ise daimi olacak şekilde tamamlanmıştır. Sonraki aşamada örneklerin tamamına termal yaşlandırma ve mekanik yükleme prosedürleri uygulanarak kırılmaya karşı dayanma değerleri incelenmiştir. Çalışmada vida deliği açıldıktan sonra abutmenta simantasyonu yapılan grubun kırılma dayanımının vida deliği açılmadan abutmenta simante edilen gruba göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Vida deliği açılarak direkt abutmenta simante edilen geçici kronun kırılma direnci, titanyum ara parça abutmenta simante edilen geçici krona göre daha düşük bulunmuş ve geçici olarak simante edilen restorasyonların kırılma direncinin daimi olarak simante edilen restorasyonlardan daha düşük olduğu bulunmuştur.

2.2.2. Titanyum ara parça ve seramik simantasyon yüzeyine yapılan yüzey işlemleri

Titanyum ara parçaların hibrit abutmentlara bağlanması, her bir bağlama yüzeyinin uygun bir yüzey işlemine tabi tutulmasını gerektirir [5]. Titanyum ara parça ile bağlanacak olan zirkonya yüzeyi 50 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit partikülleri ile 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20 saniye kumlanarak pürüzlendirildikten sonra temizlenmektedir [5,11,39,40,70,71]. Titanyum ara parçalar distile su içerisinde, ultrasonik temizleyicide ve ardından buharlı temizleyicide temizlenmekte ve simantasyona hazır hale getirilmektedir [20,71]. Lityum disilikat restorasyonların iç yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jeli ile 20 saniye süreyle pürüzlendirilmektedir. Ardından su ile durulanmakta ve kurutulmaktadır. Daha sonra, restorasyonların iç yüzeyine 60 saniye silan uygulanmakta ve hava ile

kurutulmaktadır [11,35,39,60,72]. Zirkonya katkılı lityum silikat restorasyonların iç yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit jeli ile asitlenmekte, sonrasında yıkanmakta ve hava ile kurutulmaktadır. Ardından 60 saniye silan uygulanmaktadır [44,58]. Rezin matriks seramiklerin iç yüzeyleri %5' lik hidroflorik asit ile 60 saniye asitlenmekte sonrasında yıkanmakta ve kurutulmaktadır. Ardından 60 saniye silan uygulaması yapılmaktadır [44,72,73]. Seramik parça ve titanyum ara parça birleştirilirken öncelikli olarak titanyum ara parça analog ile birleştirilerek vidalanmaktadır. Daha sonra abutment erişim deliği geçici bir restoratif materyalle kapatılmaktadır. Uygun yüzey işlemleri yapılarak seramik üst yapılar, üreticinin talimatlarına göre adeziv siman kullanılarak gerekli yüzey işlemleri tamamlanmış olan titanyum ara parçaya simante edilmektedir [5,74]. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda simanın sertleşmesi için beklenirken taşan siman artıkları temizlenmektedir.

2.3. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarında Komplikasyonlar

İmplant destekli restorasyonlar, eksik dişlerin tedavisinde kulanımı gün geçtikçe yaygınlaşan tedavi seçeneklerinden biri olmaktadır [50]. İmplant destekli restorasyonlar yüksek başarı oranlarına sahip olmalarına rağmen kullanım sıklıklarının artmasına bağlı olarak gözlemlenen biyolojik ve mekanik komplikasyon oranları da artmıştır [52,75]. Meydana gelen mekanik komplikasyonlar sıklıkla protetik üst yapı ile ilgilidir [50]. Sailer ve diğerlerinin çalışmasında [76], restorasyonun kırılması ile ilgili bildirilen oranlar %3,2 ile %25,5 arasında değişmektedir ve toplam 5 yıllık komplikasyon oranı %3,5'tir. Jung ve diğerlerinin yaptığı derleme çalışmasında [77], implantların sağ kalım oranlarının 5 yıl sonunda %97,2 olduğu ve onuncu yıla doğru %95,2'ye gerilediği bildirilmiştir. İmplant destekli tek kronlarda sağ kalım oranı ise ilk 5 yılın sonunda %96,3 ve 10 yılın sonunda ise %89,4'e gerilemektedir. Toplamda teknik komplikasyon oranı %16,76'dır. Biyolojik komplikasyonlar %7,1 ve estetik komplikasyonlar da %7,1 oranında görülmüştür. En çok gözlenen komplikasyon vida gevşemesidir (%8,8). Yapılan bir derleme çalışmasında [77], 5 yıllık periyotta implant sağ kalım oranının %96,9 ve protez sağ kalım oranının %95,6 olduğunu bildirilmiştir. Çalışmada teknik komplikasyonlar %11,8, biyolojik komplikasyonlar %6,4 ve estetik komplikasyonlar ise %0,9 oranında gözlemlenmiştir. Ayrıca en fazla görülen teknik komplikasyonun abutmenta ait vidanın gevşemesi olduğu ve % 4,6 oranında görüldüğü tespit edilmiştir.

İmplantlarda başarısızlık, yükleme öncesi (erken) ve yükleme sonrası (geç) dönemde meydana gelebilmektedir. Erken dönemde görülen başarısızlıklar; biyolojik ve iatrojenik olmak üzere iki gruba ayrılabilmektedir. Biyolojik başarısızlıklar osseoentegrasyonun kaybı olarak düşünülmektedir. İatrojenik faktörler ise hekime bağlı olan, implantın yerleştirilmesine bağlı meydana gelen başarısızlıklar ve çevre dokulara verilen zararlar olarak kabul edilmektedir. Peri-implant dokulardaki patolojik değişiklikler peri-implant hastalıklar olarak adlandırılmaktadır. İmplant çevresinde meydana gelen ve yumuşak dokuyla sınırlı enflamatuar değişiklikler peri-implant mukozitis olarak tanımlanırken, yumuşak dokuda enflamasyon ve implant çevresinde kemik kaybı ile birlikte gözlemlenen durumlar peri-implantitis olarak açıklanmaktadır [53]. Siman tutuculu sabit restorasyonların yapımında simantasyon işlemi sonrasında taşan simanın temizlenmesi klinik olarak zor ve zaman alıcıdır. İmplant abutmentı, restorasyon üzeri ya da implantı çevreleyen yumuşak dokulardaki siman artıklarının iyi temizlenememesi biyolojik komplikasyonların temelini oluşturmaktadır [54].

Geç dönemde meydana gelen başarısızlıklar ise; sıklıkla mekanik başarısızlıkları içermekte ve implantı oluşturan parçalarda ya da üzerine hazırlanmış protezlerde görülen teknik başarısızlıklar olarak ortaya çıkmaktadır. Dental implant destekli protezlerin uzun vadeli kullanımları tatmin edici sonuçlar vermektedir. Ancak protez kırıkları, implant-abutment bağlantısının mekanik stabilitesinin bozulması ve peri-implant enflamatuar reaksiyonlar gibi komplikasyonlar meydana getirebilmektedirler. İmplant çevresinde periodontal bir bağın olmaması, kemik çevresinde stres dağılımının ve konakta meydana gelen savunma cevabının olmamasına neden olmaktadır [37].

2.3.1. Mekanik komplikasyonlar

Başarılı bir implant tedavisinde, biyolojik ve mekanik faktörlerin arasında bir denge gerekmektedir. İmplant tedavisinin başarısında rol oynayan mekanik faktörlerin genellikle çok faktörlü olduğu kabul edilmektedir. Günümüzde implant komplikasyonlarının çoğuna implantın kendisinden ziyade mekanik faktörler neden olmaktadır [57]. Mekanik komplikasyonların başında abutment vidasının gevşemesi gelmektedir. Diğer mekanik komplikasyonlar abutment vida kırığı, mikro hareketlilik, gövde kırığı, abutment kırığı, üstyapı kırığı, restorasyonun desimantasyonu, veneer materyalinde meydana gelen chipping veya implant kırığı olarak sıralanabilir [18].

Vida gevşemesi

Vida gevşemesi en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonlardan biri olarak karşımıza çıkmaktadır [78,79]. Oluşan vida gevşemesi klinik ve radyografik olarak belirlenemez ve giderilemezse abutment vidasının ve implantın kırılması ile sonuçlanabilir [18]. Vida gevşemelerinin çoğu ilk 1 yıllık kullanımı takiben ortaya çıkmaktadır ve zamanla vidadaki gevşeme sıklığının azaldığı gözlenmektedir [78]. Vida gevşemesi sıklığı zamanla azalmasına rağmen, restorasyonun fonksiyonda olduğu süre boyunca yine de meydana gelmektedir [78]. Dierens ve diğerleri [80] implant destekli tek kronların üzerinde yaptıkları uzun dönemli takip çalışmasında, 16 yıllık bir periyotta en sık görülen teknik komplikasyonun %25,4 oranı ile vida gevşemesi olduğu sonucuna varmışlardır.

Abutmenttaki vidanın gevşemesinde; yerleşme etkisi, implant abutment arasındaki bağlantının tipi, restorasyonun tipi, parafonksiyonel alışkanlıklar ve kantilever varlığı gibi faktörler etkili olmaktadır [18]. Ayrıca yerleştirme torku değeri, implant sistemi, abutmentta kullanılan vidanın malzemesi, metalik alaşımların dökümünde meydana gelen hatalar, vidanın tekrarlayan sıkma/gevşetme döngüleri, yanlış yerleştirme torku gibi faktörler vida gevşemesini etkileyecek diğer faktörlerdir. Bu faktörler vidalar ile implantın iç dişleri arasındaki sürtünmeyi azaltabilmekte ve bu da vida gevşemesine neden olabilmektedir [81,82]. Vida gevşemesi sorunları metal yorgunluğundan kaynaklanmaktadır ve malzemenin gelen kuvvetlere karşı en yüksek dayanımının altındaki seviyelerde tekrarlanan yükler altında meydana gelmektedir [83]. İmplant-abutment arasında sağlanan sağlam bir bağlantı, implantın uzun vadeli başarısı için önemli belirleyicilerden biridir [84]. Vida gevşemesini azaltmak için; oklüzal temasın merkeze alınması, keskin tüberkül eğimlerinin düzleştirilmesi, abutment vidasını sıkarken doğru torkun uygulanması, kronun bukkolingual genişliğinin daraltılması ve kantilever uzunluğunun azaltılması önerilmektedir [84]. Vida gevşemesini önlemek için klinik olarak kolayca uygulanabilen diğer bir yöntem ise yeniden sıkmadır. Başlangıçta vidaya ön yük uygulanması işlemi de vida gevşemesine karşı direncin artmasını sağlayan yöntemdir [78].

Abutment vidalarına, vidaların üretici firmaları talimatları doğrultusunda sıkıldıktan sonra uygulanan tork, vida içinde ön yük olarak adlandırılan bir kuvvet geliştirir. Vida gevşemesinin bir nedeni de yetersiz ön yüktür. Ön yük, vida başına tork momenti uygulandığında vida üzerinde oluşan ve parçaların ayrılmasını önleyen gerilim olarak

tanımlanabilir. Abutment vidası sıkıldığında, vida başı ile abutment arasındaki kuvvetler, abutment ile implant arasındaki kuvvetler ve implant ile vidanın dişleri arasındaki kuvvetler olmak üzere 3 temas kuvveti oluşturur. Tork uygulandığında, vida bir uzamaya maruz kalır ve bu da vidanın gövdesi ve dişleri üzerinde strese neden olur. Vida, abutment ve implant birleşimini koruyarak elastik bir toparlanma yaşar. Oklüzal kuvvetler elastik toparlanma kapasitesini aştığında vida gevşer. Daha büyük bir ön yük, daha sıkı şekilde kenetlenmiş bir bağlantı anlamına gelir. Bununla birlikte, ön yük çok büyük olmamalı ve vidanın kırılmasını önlemek için materyalin elastik sınırı içinde kalmalıdır [85].

Vida gevşemesini değerlendirirken, vidaları art arda sıktıktan sonra ölçülen başlangıçtaki tork kaybının yüzdesinin, daha öncesinde bir ilk tork uygulamasına maruz kalmış vidalar kullanılarak yapılan tork kaybı yüzdesi değerinden daha düşük olduğu, ardışık torkların uygulanmasından sonra sabit kaldığı bulunmuştur. Bu nedenle eski vidayı yeniden sıkmak mevcut bir seçenektir. Olası vida gevşemesini azaltmak için abutment vidasının yeniden sıkılmasının önemli olduğu tavsiye edilmektedir [83]. İlk sıkma torkundan bir süre sonra yeniden sıkmanın, abutment vidalarındaki abutment implant birleşim bölgelerindeki stabilitenin arttırılmasının kolay ve hızlı bir yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır [86]. İlk tork uygulamasından sonra yerleşme gevşemesini en aza indirmek için sıkma kuvveti ilk kez vida sıkıldıktan 10 dakika sonra tekrar uygulanmalıdır [82,84]. Klinik olarak vidaları ilk sıkmadan 10 dakika sonra sıkma, işlevinin 1. yılından sonra tekrar sıkma ve daha sonra da periyodik olarak sıkma işlemleri önerilmektedir [83]. Abutment vidası aşırı aşınmaya maruz kalırsa ve hala yerindeyse vidanın değiştirilmesi iyi bir seçenektir [83]. Vida gevşemesi ölçümü için yapılan çalışmalarda, yükleme işlemi öncesi ilk torklamadan sonra yapılan ilk çıkartma torku ve yükleme işlemleri sonrasında yapılan çıkartma torku değerlerinde, ilk sıkma torkuna göre düşüş gözlemlenmektedir [71,78].

Vidanın gevşemesini önlemek için vida bağlantısının önceden yüklenmesi önemlidir. Ön yük önemli bir noktanın altına düşerse, bağlantı stabilitesi etkilenebilir, vida ekleminin stabilitesini bozabilir [79]. Protezin tesliminde birkaç sıkma faydalı olacaktır çünkü vida gevşemesinin bir nedeni oturma etkisi olup %2-10 ön yük kaybına neden olur. Vidanın 10 dakika sonra tekrar sıkılmasının tork kaybını %17-19 azalttığı bulunmuştur [79]. 10 dakika sonra yeniden sıkma işlemi yani retork uygulanması ile mekanik yüklemelerden sonra protez vidalarında daha yüksek gevşeme torku değerleri tespit edildiği bilinmektedir. Abutmentlar üzerinde yeniden torklamanın etkisi değerlendirmiş ve abutment-implant bağlantısını

sağlayan vidaya ilk tork uygulamasından 10 dakika sonra yeniden tork uygulamasının abutment vidalarına rutin olarak yapılması gerektiği belirtilmiştir [86].

Vida gevşemesini ve buna bağlı komplikasyonları azaltmak için, en iyi tasarım henüz belirlenmemiş olduğundan vida tasarımları üzerinde çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu nedenle, abutment vidalarında yükleme öncesi ve sonrası çıkarma torku değerlerindeki (removal torque value: RTV) farkın incelenmesi gerekir [79]. Yerleşme etkisi ile birlikte, bir vidayı çıkarmak için gereken tork, vidayı ilk yerleştirmek için kullanılan torktan daha az olmaktadır. Bu nedenle implant- abutment birleşimi, ilk vida yerleştirilmesinden sonra ve daha sonra periyodik olarak sıkılmalıdır [86]. Titanyum vidaların çok fazla tekrar tekrar sıkılması ve çıkarılmasının gevşeme torkunun kademeli olarak azalmasına neden olduğu bildirilmiştir. Bu sebeple belirli sıklıklarda sıkma işlemleri ve gevşetme tork değerleri ölçümü yapılmalıdır [78]. Ön yükün korunması için beş defadan fazla yeniden sıkmanın tavsiye edilmediğine dikkat edilmelidir [78].

Klinik yüklerin uzun süreli uygulanması, abutmentın mikro hareketlerini ve ayrıca vida yorgunluğunu arttırarak çıkarma tork değerlerinde azalmaya yol açabilir [79]. Farklı etkenler çıkarma torkunu etkileyebilir. Bunlar; implant-abutment bağlantısının tasarımı, abutment, abutment vidası ve implant arasındaki uyumsuzluk, yüzey morfolojisi, oklüzal yükün büyüklüğü ve yönü, implantların sayısı ve konumu, kantilever uzunluğu, sıkma torku, materyallerin fiziksel özellikleri ve ortam koşullarıdır [71]. İmplant ve abutment arasında gevşeyen bir bağlantı mevcut ise bu iki yapı arasında mikrosızıntı oluşabilmekte, granülasyon dokusu meydana gelebilmekte ve gevşek abutment vidaları nedeniyle fistül oluşumuna ve yumuşak doku enfeksiyonuna yol açan çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Bu da krestal kemik rezorpsiyonuna neden olabilmektedir. Ek olarak, gevşeyen vidalar yük altında kırılmaya daha yatkındır ve uzun süreli protez komplikasyonlarına yol açmaktadırlar [81,85,87]. Abutmentta ve vidada meydana gelen deformasyonlar periapikal radyograflar ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak incelenebilmektedir [71,74,88].

Vida kırığı

İyi tasarlanmış bir implant abutment bağlantısı, yüksek rotasyonel stabilite sağlar. İmplant ve abutment arasında sabit bir kilitlenme, mikro hareketlerin oluşma sıklığını azaltır ve

abutment vidasının vida gevşemesine veya vida kırılmasına maruz kalmadan yerinde kalmasını sağlar [89]. Abutment vida kırılması diş implantlarının sık görülen bir komplikasyonudur. Vida kırıklarının başlıca sebepleri; tespit edilemeyen vida gevşemesi, bruksizm, üst yapının uygun olmaması, fazla yükleme, malfonksiyon, biyomekanik yükün hatalı dağılımı, tekrarlayan vida gevşemesi ve sıkılması, abutmentın torklanması esnasında vidanın aşırı sıkılması, protezin pasif oturmaması ve üretim hatalarıdır [90,91].

Vida gevşemesi veya kırılması gibi mekanik komplikasyonlar nedeniyle implant destekli restorasyonların zaman zaman çıkarılması gerekebilir, ancak abutment vidasını yeniden sıkmak veya abutment vidasını değiştirmek için vidaya erişim gereklidir. Restorasyon tasarımında bir vida erişim deliği yoksa, vidaya ulaşmak için restorasyonun bütünlüğü bozulmaktadır. Bu amaçla vidalı restorasyonlar simante olanlara göre daha avantajlıdırlar [92].

Vida kırığı boyun ve yiv bölgesinde ise, kırık vida parçasının implant vida deliğinden çıkarılması çok zordur. Kırık vidanın direkt olarak gözlemlenememesi ve kırık parçaya dar bir alandan erişilmesi hekimler için ciddi bir sorun olmaktadır [90]. Bu gibi durumlarda kırılan vida parçası çıkarılabiliyorsa yeni bir abutment takılarak sorun çözülebilir fakat kırık vida parçası çıkartılamıyor ise implantın çıkarılıp yenilenmesi ve yeni bir tedavi planı oluşturulması gerekmektedir [91]. Klinik açıdan bakıldığında, vida kırığı meydana geldiğinde kırık parçanın çıkarılması önemlidir. İmplanttan vidanın kırık parçasını çıkarmak hem zorlayıcı hem de zaman alıcıdır [79]. İmplant içindeki kırık vida parçasının zorla çıkarılması, implantın yanı sıra yumuşak ve sert dokuları da tehlikeye atabilmektedir [79]. Vida kırığı implantın boyun kısmına yakın bölgede ise çeşitli el aletleri ile kırık vida parçası çıkartılabilmektedir [91]. Kırık vidayı çıkartma işlemi teknik hassasiyet gerektirmektedir [90].

Abutment kırığı

Abutment kırığı çok sık görülen bir komplikasyon olmamasına rağmen meydana geldiği zaman çözümü zor olmaktadır. Abutment kırığına neden olan faktörler; aşırı oklüzal yükleme, yorgunluk, protez alt yapısı uyumunun pasif olmaması, üretimde meydana gelen hatalar ve uygun olmayan protetik parçaların kullanımıdır. Metal abutmentlarda kırık daha çok implant vidasında, seramik abutmentlarda ise kırık sıklıkla abutmentta

gözlemlenmektedir [93]. Abutment vidası streslerin yoğunlaştığı bölgedir ve bu bölgede oluşan gerilme kuvvetleri abutment kırıklarında etkili olan faktörlerdendir. İmplantın ve abutmentın bağlantı tipi de abutment kırığında etkili olmaktadır [1]. İmplant abutmentı, fonksiyonel, estetik ve biyolojik beklentileri yerine getirmek için yeterli mekanik özelliklere sahip biyouyumlu malzemelerden üretilmelidir. Ek olarak, abutment kırıkları ve vida gevşemesi gibi komplikasyonları azaltmak için abutment ve implant pasif ve tam olarak uymalıdır [20].

Zirkonya abutmentlarda apikal kısımdan kırılma gibi komplikasyonlar ile karşılaşılabilmektedir [5]. Titanyum ara parçalı zirkonya abutmentların kırılma dirençleri artmaktadır [5]. Titanyum ara parça zirkonya abutmentın en zayıf ve kırılmaya yatkın bölgesinin yerine geçerek kırılma direncini güçlendirmektedir [20]. Hibrit abutment kron kullanımı ile hibrit abutment ve kronun ayrı üretilerek kullanımı karşılaştırıldığında hibrit abutment kronlar daha yüksek kırılma direnci göstermektedir. Abutmentı ve kronu ayırmak, tam konturlu bir abutment-kron tasarımına göre abutment ve restorasyonun kırılma direncini azaltmaktadır. Hibrit abutment kron tasarımının kullanımı, hem vidalı hem de siman tutuculu restorasyonların bazı avantajlarını birleştirerek kırılmaya karşı direnci arttırmaktadır [20]. Zirkonya hibrit abutment ve hibrit abutment kron şeklinde üretilen restorasyonlarda, kırılma testlerinde genellikle kırılmanın titanyum altyapıda olduğu, lityum disilikat materyalinden üretilen hibrit abutment ve hibrit abutment kron restorasyonlarda kırığın restorasyonda veya titanyum alt yapıda olduğu görülmektedir. Çünkü zirkonya seramikler lityum disilikat cam seramikler ile karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma tokluğu ve kırılma direncine sahiptir [5]. Zirkonya hibrit seramik kronlarda, kırılma direnci testlerinde 3500 N üzerindeki yüklerde kırılma olmadığı görülmektedir. Yüksek kırılma dayanımına sahip zirkonya seramik hibrit abutment kron tasarımı, yüksek kuvvetler karşısında kırılmadan yükü en zayıf bileşene, yani titanyum ara parçadaki implant- ara parça bağlantısına aktararak deformasyonlara neden olabilmektedir [5].

Restorasyon kırığı

Genel olarak, implant destekli restorasyonlar, doğal dişlerdeki tam kron restorasyonlara kıyasla, restorasyonun kırılması gibi komplikasyon riskine daha yatkındır. Bunun sebebi doğal dişlerdeki şok kuvvet emici olarak görev yapan periodontal ligamentin yaptığı görevi implant destekli protezlerde yapacak yapının olmaması ve gelen kuvvetin restorasyona

iletilmesidir [74]. Genel olarak, düşük elastisite modülüne sahip materyaller yani kırılgan seramikler, daha yüksek bir şok emici etkiye sahiptirler, daha fazla plastik deformasyona uğrarlar ve kırılmaya karşı daha dirençlidirler [37]. Restorasyonlarda yaşlanma ve mekanik yükleme restorasyonun kırılma direncini düşürerek daha kolay kırılmasına sebep olmaktadır [74].

Seramikler, dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılıyor olmalarına karşın özellikle posterior bölgede klinik başarı oranları düşük olmaktadır. Tam seramik kronlarda daha çok gövdesel kırıklar meydana gelmektedir. Bu kırıklar, tabakalanan seramiklerde olduğu gibi monolitik seramik restorasyonlarda da ortaya çıkmaktadır. Dental seramikler genellikle düşük gerilme ve kırılma dayanıklılığına sahip olduklarından dolayı kırılgan kabul edilmektedir [94]. Seramik restorasyonların kırılma dirençleri kullanılan simantasyon yönteminden etkilenmektedir ve adeziv yapıştırma yöntemi ile kırılma dirençleri daha yüksek olmaktadır [94].

İmplant abutmentları üzerine simante edilen seramik restorasyonlar da, vidalı restorasyonlar gibi restorasyon bütünlüğünü bozacak bir vida deliği bulunmadığı için yüksek kırılma direncine sahiptirler [92]. Vida tutuculu restorasyonlarda kırık oklüzal erişim alanı etrafında gelişmektedir. Okluzal erişim deliğinin varlığı restorasyonun yapısal bütünlüğünü bozmaktadır [20]. Posterior bölge restorasyonlarında anterior bölgeye göre daha fazla restorasyon kırığı görülmektedir [95].

Monolitik restorasyon tasarımı kırılma direncini arttırmaktadır [74]. Hibrit abutment kron restorasyonlarında monolitik tasarım kullanımı kırılmalara karşı daha dirençli restorasyonlar elde edilmesini sağlamaktadır. Hibrit abutment kron restorasyon tasarımı ve hibrit abutment üzerine ayrı bir kron tasarımı ile yapılan restorasyonların kırılma dirençleri karşılaştırıldığında hibrit abutment kron restorasyonlarında kırılma direnci daha yüksektir [20]. Lityum disilikat kronlar, hibrit abutment kron olarak kullanıldıklarında daha az kırılma başarısızlığı göstermektedirler bunun sebebi monolitik bir blok olarak kullanımlarının kırılma dirençlerini arttırmasıdır [5]. Lityum disilikat hibrit abutment ve hibrit abutment kron restorasyonlarda abutment kırığından çok materyalin kırılgan yapısından kaynaklı restorasyon kırıkları gözlenmektedir [5]. Lityum disilikat seramiklerin eğilme, bağlanma ve kırılma direnci değerleri polimer infiltre seramik ağ malzemesinden daha yüksektir [96]. Hibrit abutment kron kullanımında zirkonya restorasyonlarda kırılma direnci diğer

restorasyonlardan daha yüksektir [5]. Guilherme ve diğerleri çalışmalarında [73], zirkonya, lityum disilikat ve rezin nanoseramik hibrit abutmentları mekanik özellik yönünden karşılaştırmışlardır. Çalışmada, zirkonya hibrit abutmentlardaki kırılma direnci değeri en yüksek değerlerde gözlemlenirken, lityum disilikat ve rezin nanoseramik hibrit abutmentlar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Adham ve diğerleri çalışmalarında [70], zirkonya ve lityum disilikat abutmentlar kullanılarak tek diş implant restorasyonlarındaki kırılma direnci değerlerini ve başarısızlık tiplerini değerlendirmiş ve sonuçları titanyum abutmentlarla karşılaştırmışlardır. Çalışmada 5 farklı tip abutment kullanılmıştır. Bunlar; titanyum abutment, titanyum ara parça içermeyen zirkonya abutment, titanyum ara parçalı zirkonya abutment, lityum disilikat abutment ve lityum disilikat abutment krondur. Çalışma, lityum disilikat abutmentların ön bölgedeki fizyolojik oklüzal kuvvetlere dayanabildiği sonucuna ulaşmış ve titanyum ara parçalar ile birleştirilen zirkonya abutmentların titanyum ara parça içermeyen zirkonya abutmentlardan daha yüksek kırılma direnci değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir [70].

Restorasyon kırıklarının önüne geçebilmek için kullanılan malzemenin özellikleri iyi bilinmeli ve malzemeler uygun endikasyonlar ile kullanılmalıdır.

2.4. Dental Restorasyonlarda Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyallerin uzun dönem başarılarının belirlenmesi amacıyla yapılan in vitro testlerde ağız içi koşullar laboratuvar ortamına yansıtılmaktadır. Materyalleri klinikte kullanmadan önce, ağız içi koşullara uygunluğunu ve kullanılabilirliğini değerlendirmek amacıyla in vitro testler uygulanmalıdır. Ağız içi koşulların en iyi şekilde taklit edilmesi ile zaman ve malzemeden kazanç sağlanmaktadır ve bazı durumlarda in vivo deneylerde gerçekleştirilemeyen ölçümler uygulanabilmektedir. İn vitro testler tekrarlanabilir olmalı, kısa sürede gerçekleşebilmeli ve test parametreleri standardize edilebilir olmalıdır [94].

Yaşlandırma yöntemleri; termal siklus ile yaşlandırma yöntemi, bekletme ile yaşlandırma yöntemi, mekanik yükleme ile yaşlandırma yöntemi ve termomekanik yaşlandırma yöntemi olarak gruplandırılabilir [97]. Bunlardan termal siklus ile yaşlandırma yöntemi, restoratif materyallerin ağız içerisindeki şartlarını taklit etmek amacıyla sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir. Termal siklus, standardize edilebilme ve tekrar edilebilme özellikleri sayesinde örneklerin in vitro yaşlandırılmasında tercih edilmektedir. Bu yöntemle, sıcak ve

soğuk maddelerin dişlerde oluşturduğu etki taklit edilerek diş ve restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısı ilişkisi gösterilmektedir [94,98,99]. Termal siklus uygulamasında örneklere bir kez soğuk, bir kez de sıcak uygulanması işlemine "devir", uygulama sırasında geçen toplam süreye "devir süresi" denilmektedir. Devir sayısı 500 ile 50000 devir arasında, devir süresi ise ortalama 15-60 saniyedir. Örnekler soğuk sudan sıcak suya 5-10 saniye aralığında bir sürede geçmektedir. Termal siklusta ağız içindeki ısı değişimini taklit eden en düşük sıcaklık 5 °C, en yüksek sıcaklık değeri 55°C' dir [100]. Bekletme ile yaşlandırma işleminde, en çok 37 °C'deki yapay tükürük ya da su içerisinde belirli bir süre bekletilerek yapay olarak yaşlandırma teknikleri kullanılmaktadır. Solüsyonlarda bekletme süreleri birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilmektedir [97]. Mekanik yükleme ile yaşlandırma işlemi restorasyona veya dişe mekanik olarak kuvvet yüklemesi yaparak uygulanan bir yöntemdir [97]. Fizyolojik olarak klinik durumun iyi bir şekilde yansıtılması için dinamik yükleme ve termal siklus prosedürlerinin birlikte uygulanması daha uygun bir yöntemdir. Bu sebeple termal siklus ve mekanik yüklemenin aynı anda uygulandığı termomekanik yaşlandırma yöntemi de sıklıkla kullanılan bir yöntemdir [101].

Restorasyonlar ağız ortamında uzun bir zaman boyunca aralıklarla gerilimlere maruz kalmaktadır. Materyale germe ve basma testlerinde çok düşük kuvvetler uygulansa bile, yorgunluk sonucu zaman içinde başarısızlığa uğrayabilmektedir. Günümüzde klinik ortama benzer şartlarda yapılan in vitro yaşlandırma testleri, restorasyonun ömrünün belirlenmesinde önemli yer tutmaktadır. Bu nedenle farklı restorasyonların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yaşlandırma testleri kullanılarak, birbirinden farklı restorasyonların ağız içinde maruz kaldıkları kuvvetler ağız dışı ortamlarda taklit edilmekte ve birbiriyle karşılaştırılmaktadır [6].

2.4.1. Termomekanik yaşlandırma yöntemi

Farklı materyallerin yaşlanma özelliklerini incelemek amacıyla ağız içi ortamı taklit eden çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Çiğneme simülatörünün klinik koşulları en iyi şekilde yansıtabilmesi için gereken önemli şartlar, çiğneme parametrelerini tek eksenli veya çok eksenli bir hareket içinde uygun şekilde taklit edebilmesi ve farklı ısırma kuvvetleri ile döngüsel yükleme yapabilmesidir [94]. Dual akslı çiğneme simülatörü, dikey, yatay ve çift yönde kuvvet uygulaması yapabilen bir cihazdır. Plastik örnek tutucuların iç kısmına

örnekler yerleştirilmekte, yatay ve dikey hareket miktarları belirlenerek çiğneme siklusu uygulanmaktadır. Dinamik döngüsel yükleme uygulaması, ağız içini taklit eden çiğneme fonksiyonunu taklit etmek için kullanılmaktadır [82]. Takip edilmek istenilen parametrelerin hepsi bir bilgisayar yardımıyla kontrol edilebilmektedir. Kuvvet uygulaması için kullanılan antagonist uç, top şeklinde farklı materyallerden çeşitli çaplarda üretilebilmektedir [94].

Çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240000-250000 döngü bir yıllık klinik şartlardaki kullanıma eşdeğerdir [74]. Çalışmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz kalarak 1200000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik kullanıma karşılık gelmektedir [100]. 1,3-1,8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0,6-1,1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisindedir ve bu değerlerin tamamı bir monitör ile izlenebilmektedir [94].

Termomekanik yaşlandırma işleminde, materyallere mekanik siklusa ek olarak eş zamanlı termal siklus uygulanarak sıcak ve soğuk uygulamaları ile materyallerin ısısal değişimlere tepkileri değerlendirilmektedir. Birçok çalışmada ISO standartlarına göre belirlenen termal siklus sıcaklık değişimleri (5°C-55°C) kullanılmaktadır [12,74,100]. Fizyolojik olarak klinik şartları en iyi şekilde taklit etmek amacıyla dinamik yükleme ve termal siklus prosedürlerinin birlikte uygulanması daha güvenilir sonuçlar vermektedir [94]. Bu sebeple ağız ortamını taklit etmek için uygulanan termomekanik yaşlandırma işlemi başarılı bir yöntemdir. Bankoğlu Güngör ve diğerleri [42], termomekanik yaşlandırma uygulanan ve termomekanik yaşlandırma uygulanmayan farklı abutment/kron sistemlerindeki kırılma direnci değerlerini ve başarısızlık türlerini incelemişlerdir. Araştırmacılar termomekanik yaşlandırma işlemi için örneklere 100 N kuvvet altında, 5°C ve 55°C termal döngü ile 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulamışlardır.

2.5. Dental Restorasyonlarda Kullanılan Mekanik Testler

Dental materyaller kullanımları sırasında, çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak, çekme, eğilme, makaslama ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalırlar. Bu şartlar karşısında dental materyallerin yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olmaları gerekmektedir [94]. Mekanik testler sayesinde malzemeler için ön bir değerlendirme sağlanmış olmaktadır.

Mekanik testler, statik ve dinamik testler olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Statik testler, materyalde kuvvet altında oluşan hasarın türünü belirlemek amacıyla kullanılırken, dinamik testler, çiğneme hareketlerini taklit etmek amacıyla kullanılırlar ve incelenen materyalin klinik kullanım süresi ile ilgili bilgi verirler. Literatürde genel olarak kullanılan mekanik testler; çekme testi, basma testi, eğme testi, katlama testi, darbe testi, sürtünme testi, sertlik testi, yorulma testi ve kırılma testleridir [94] .

Bu testlerle yapılan in vitro çalışmalarda kabul görmüş materyaller ile yeni protetik materyallerin performansı karşılaştırılmaktadır ve materyalin ağız içinde kullanılabilirliği değerlendirilebilmektedir [102].

2.5.1. Kırılma direnci testleri

Kırılma direnci, bir cisme belirli miktarda kuvvet uygulanmasını takiben cismin kırıldığı esnadaki gerilim miktarıdır. Kırılma direnci farklı etkenlerle doğrudan ilişkilidir. Bu etkenler; uygulanan kuvvetin miktarı, kullanılan örneğin şekli, boyutu, yüzey özellikleri, uygulanan stresin döngü sayısı ve materyalin test edildiği ortamdır [103].

Kırılma direnci gerilim tipine bağlı olarak, çekme direnci, makaslama direnci ve basma direnci olarak isimlendirilir [104]. Kırılma direnci testi cihazı, bilye şeklinde bir uç restorasyona dik bir biçimde gelecek şekilde dakikada belirli bir miktar (mm) yaklaşarak restorasyonda baskıya bağlı meydana gelen kırılma sonucundaki değeri kaydeder. Kuvvet restorasyona dik bir şekilde uygulanır ve restorasyon ile kuvvet uygulayan ucun arasına kuvvetin eşit dağılımını sağlamak amacıyla ince bir materyal yerleştirilir [5,74,105]. Günümüzde implant tedavileri hala maliyetli tedavi seçenekleri olarak kabul edildiğinden, klinik uygulamalarından önce biyouyumluluk ve mekanik dayanıklılık açısından çeşitli ön koşulların karşılanması gerekmektedir. Mekanik özellikler arasında, kırılma direnci veya diğer bir deyişle yük taşıma kapasitesi, implant bileşenleri için en önemli özelliklerden biri olarak kabul edilmektedir. Kırılma testleri genellikle restorasyonların kırılma dirençlerini ve kırılma davranışlarını belirlemek için uygulanmaktadır [12]. Yazigi ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada [37], 40 adet hibrit abutment kron restorasyon 5 farklı monolitik materyalden üretilmiştir (n=8). Üretilen hibrit abutment kron örneklere 1200000 termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır ve ardından kırılma direnci testi ile başarısızlıkları değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışmasının amacı; farklı materyallerden üretilen (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) hibrit abutment kron restorasyonlarında termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesinin ve kırılma direncinin karşılaştırılmasıdır. Ayrıca bu tez çalışmasının sonuçları ile hibrit abutment kron restorasyonları için uygun materyalleri belirlemek, bu uygulamayı rutin kullanıma dahil etmek ve meydana gelebilecek komplikasyonları görmek ve hala eksik olan bilimsel literatüre katkıda bulunmak hedeflenmektedir. Bu çalışmanın hipotezi; farklı hibrit abutment kron materyallerinde (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) termomekanik yaşlandırmanın ve kullanılan materyal türünün vida gevşemesi ve kırılma direnci üzerine etkili olacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Gazi Üniversitesi/ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDK 2021-7401 nolu proje desteği ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/ Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi/ Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü/ Elektron Mikroskop Laboratuvarı ve Esetron Mekatronik'te gerçekleştirildi.

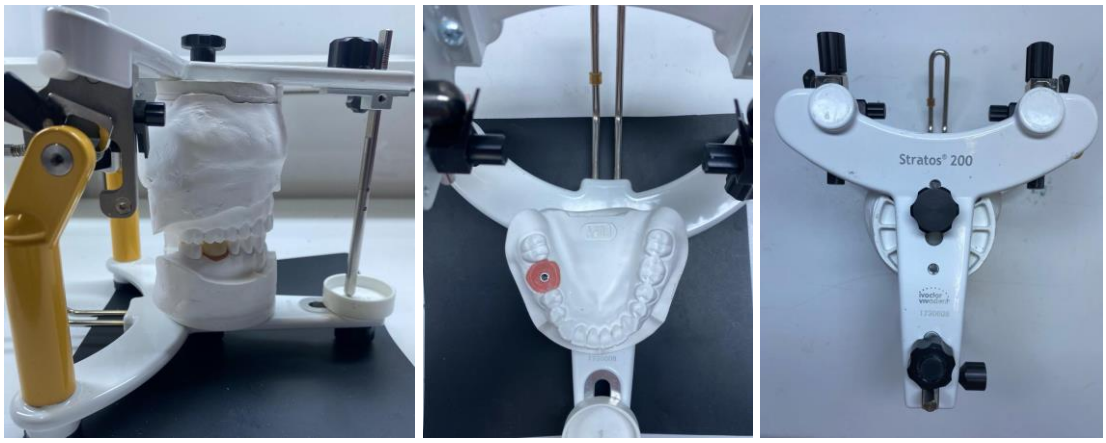
3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması

Çalışma modelinin ve kapanış modelinin elde edilmesi amacıyla fabrikasyon silikon kalıplar (ANA-4 G; Frasaco GmbH, Tettnang, Almanya) kullanıldı. Çalışma modelinin elde edilmesi amacıyla, 4,8 mm çap ve 10 mm boyundaki titanyum implantı (NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) temsil eden implant analogu ve titanyum ara parça (Cerec Tibase Abutment, NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) birleştirildi. Titanyum ara parça üzerine sağ alt birinci molar diş mum modelasyonu yapıldı. Bağlantısı sağlanmış mum modelasyon, titanyum ara parça ve implant analogu, silikon kalıp içerisine yerleştirildikten sonra silikon kalıp içerisine alçı (Extra Hard Dental Plaster; Cerestone, İstanbul, Türkiye) dökülerek çalışma modeli oluşturuldu (Resim 3.1). Çalışma modeli elde edilirken implant analogu ve abutment birleşim bölgesine diş eti dokusunu taklit edecek dişeti silikonu (Gingifast Rigid, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) yerleştirildi. Ayrıca analog ve abutment birleşim bölgesi diş eti seviyesinde olacak şekilde ayarlandı.



Resim 3.1. Çalışma modelinin elde edilmesi

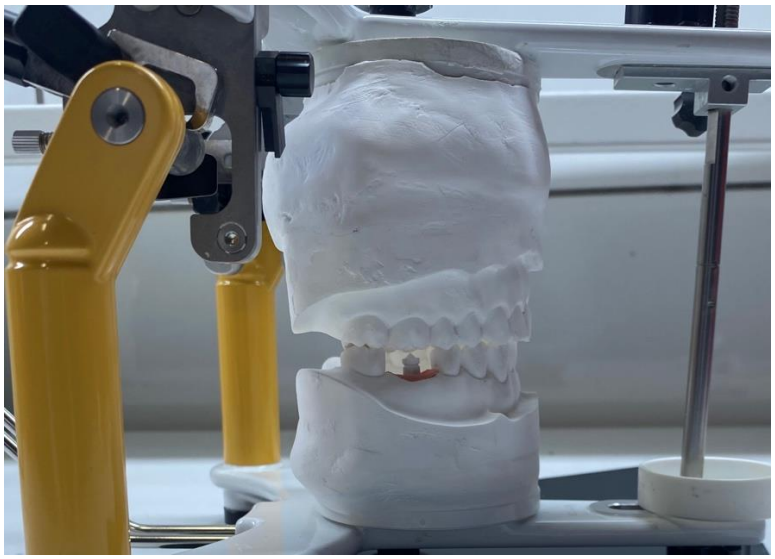
Kapanış modeli, silikon kalıp içerisine alçı dökülmesi ile elde edildi. Restorasyonların tasarımı ve üretimi için modeller yarı ayarlanabilir artikülatöre (Stratos 200; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bağlandı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Modellerin artikülatöre bağlanması

3.2. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi

İmplant analogu üzerine CAD-CAM sistemleri ile uyumlu olarak üretilmiş, hasta ağzından direkt optik ölçü alınmasını sağlayan tarama başlığı (CEREC Sirona Tarama Kebi, NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) yerleştirilip dijital ölçü alındı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Tarama başlığının modele yerleştirilmesi

Ağız içi tarayıcı yardımıyla (Cerec Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) çalışma modelinin, karşıt çenenin ve kapanış ilişkisinin optik ölçüsü alındı (Resim 3.4).



Resim 3.4. Ağız içi tarayıcı cihazı

CEREC sisteminin yazılımı (Cerec Premium, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya), kullanılarak üç boyutlu sanal modeller elde edildi ve hibrit abutment kron restorasyonlarının tasarımı sanal model üzerinde yapıldı (Resim 3.5).



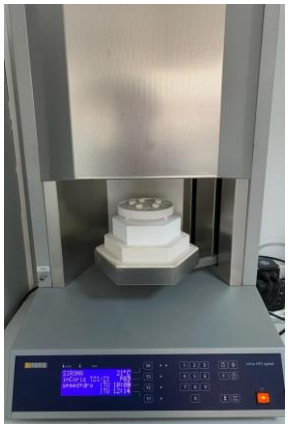
Resim 3.5. Sanal modelin elde edilmesi ve restorasyonun tasarımı

Örneklerin üretimi CEREC inLab MC XL freze cihazında (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) yapıldı (Resim 3.6).



Resim 3.6. Örneklerin freze cihazında üretimi

Deney örnekleri üç farklı seramik materyalinden (monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) üretildi (n=10). Bütün seramik türleri için aynı tasarım kullanıldı. Zirkonya seramik örneklerin üretimi için yarı sinterize haldeki zirkonya bloklar (Cerec Zirconia Meso, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanıldı. Zirkonya restorasyonların sinterizasyon işlemi, üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinterizasyon fırınında yapıldı (Resim 3.7 ve Resim 3.8).



Resim 3.7. Zirkonya örneklerin sinterizasyon fırınına yerleştirilmesi



Resim 3.8. Zirkonya restorasyonların sinterizasyon öncesi ve sonrası görüntüsü

Zirkonya örneklerin dış yüzeyine üretici önerileri dikkate alınarak mekanik polisaj uygulandı. Mekanik polisajda zirkonya seramiklerin polisajı için üretilmiş parlatıcı lastikler (Diacera, G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) kullanıldı. Bunun için ön parlatmada yeşil lastikler, yüksek parlatma için pembe lastikler her yüzeye 30 saniye süre ile uygulandı (Resim 3.9).



Resim 3.9. Zirkonya örnekler için kullanılan polisaj lastikleri

Lityum disilikat örneklerin üretimi yarı kristalize halde bulunan bloklardan (IPS e.max CAD; Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yapıldı (Resim 3.10).



Resim 3.10. Lityum disilikat restorasyonların üretilmesi

Milleme işlemleri tamamlanan lityum disilikat restorasyonlar porselen fırınındaki tablaya sabitleme patı (IPS Object Fix; Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile yerleştirildi (Resim 3.11).



Resim 3.11. Örneklere sabitleme patı uygulanması

Lityum disilikat restorasyonların, kristalizasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tamamlandı (Resim 3.12).



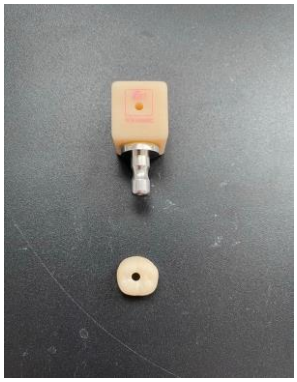
Resim 3.12. Lityum disilikat örneklerin kristalizasyon işlemi için fırına yerleştirilmesi

Kristalizasyon sonrası örnekler tam soğuma gerçekleşene kadar bekletildi. Daha sonra örneklerin dış yüzeyine üretici önerileri dikkate alınarak mekanik polisaj uygulandı. Mekanik polisajda lityum disilikat seramiklerin polisajı için üretilmiş parlatıcı lastikler (Diapro, G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) kullanıldı. Bunun için ön parlatmada yeşil lastikler, yüksek parlatma için pembe lastikler her yüzeye 30 saniye süre ile uygulandı (Resim 3.13).



Resim 3.13. Lityum disilikat örnekler için kullanılan parlatma lastikleri

Hibrit seramik örneklerin üretimi (Vita Enamic; VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) milleme cihazında tamamlandıktan sonra bu gruptaki örnekler herhangi bir ısıl işleme tabi tutulmadı (Resim 3.14).



Resim 3.14. Hibrit seramik restorasyonların üretim aşamasından sonraki görüntüsü

Hibrit seramikten üretilen restorasyonlara üretici firma önerilerine uygun olarak polisaj lastikleri (DTP, G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) kullanılarak mekanik polisaj işlemi uygulandı. Ön polisaj hibrit seramiklerin polisajında kullanılan polisaj lastikleri ile yapıldı. Yüksek parlatma için yüksek parlaklık sağlayan polisaj lastikleri kullanıldı (Resim 3.15).



Resim 3.15. Hibrit seramik örnekler için kullanılan polisaj lastikleri

3.3. Restorasyonların Titanyum Ara Parçaya Simantasyonu

Restorasyonların üretimi tamamlandıktan sonra, titanyum ara parçalar ve her bir restorasyon, materyal tipine ve üretici firmanın talimatlarına göre ilave işlemlere tabi tutuldu ve simantasyona hazır hale getirildi. Tüm titanyum ara parçalar, abutment vidaları ve restorasyonlar simantasyon işleminden önce distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10'ar dakika bekletildi ve daha sonra buharlı temizleyici ile temizlendi. Simantasyon işlemlerinde, orijinal abutment vidalarının yerine yedek vidalar kullanıldı. Böylelikle vidaların aşınmasından kaçınıldı. Titanyum ara parçalar 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20 saniye süreyle kumlama cihazı ile 50 µm Al_2O_3 partikülleri (Akrodent

Akroxide Beyaz Kum, Koca Kimya ve Dental, Ankara, Türkiye) ile kumlama işlemine tabi tutuldu (Resim 3.16).



Resim 3.16. Titanyum ara parçanın kumlanması

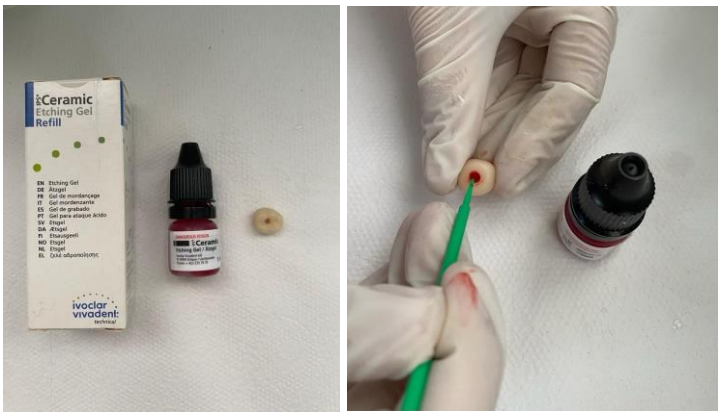
Örnek yüzeylerine yapılan kumlama işleminin standardizasyonu için, kumlama cihazının ucuyla örnek yüzeyi arasındaki mesafeyi sabit tutacak bir aparat kullanıldı. Titanyum ara parçalar ile analoglar birbirine deney vidası ile sabitlendi. Titanyum ara parçaların vida deliği teflon bant ile kapatıldı ve kumlama işleminde bu bölgenin pürüzlendirilmesi engellendi. Yine aynı amaçla, analog ve titanyum ara parçanın birleşim yeri ölçü maddesi (Optosil Comfort Putty, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ile kaplandı ve analog ve titanyum ara parçanın birleşim yerinin de kumlanması engellendi. Titanyum ara parçalar 10 dakika boyunca distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide ve sonrasında buharlı temizleyicide temizlendi. Titanyum ara parçalara 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava ile kurutuldu (Resim 3.17).



Resim 3.17. Titanyum ara parçaya silan uygulanması

Zirkonya örneklerin (Cerec Zirconia Meso; Dentsply Sirona, ABD) yüzey işlemi yapılırken, zirkonya örnekte titanyum ara parça ile bağlantının sağlanacağı simantasyon yüzeylerine 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20 saniye süre ile 50 µm Al_2O_3 partikülleri (Akrodent Akroxide Beyaz Kum, Koca Kimya ve Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak kumlama işlemi uygulandı. Simantasyon yüzeyi haricinde diğer yüzeylerin zarar görmemesi için simantasyon yüzeyi haricindeki yüzeyler ölçü maddesi ile kaplandı ve kumlama işleminde standardizasyonu sağlayan düzeneğe yerleştirilerek kumlama işlemi tamamlandı. Zirkonya restorasyonların simantasyon yüzeyine 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava ile kurutuldu.

Lityum disilikat restorasyonlar (IPS e.max CAD; Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), 10 dakika distile suyun içinde ultrasonik temizleyici ve buharlı temizleyici ile temizlendi. Lityum disilikat restorasyonların iç yüzeyine %5'lik hidroflorik asit jeli (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 20 saniye boyunca uygulandı, daha sonra su ile durulanıp, hava ile kurutuldu (Resim 3.18).

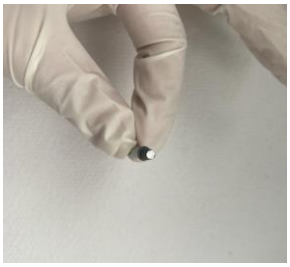


Resim 3.18. Hidroflorik asit uygulaması

Bu işlemin ardından restorasyonların iç yüzeyine 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve kurutuldu.

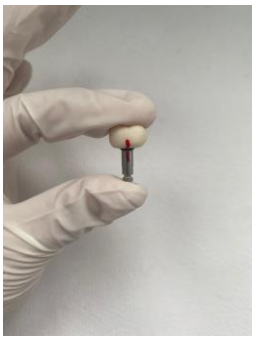
Hibrit seramik (Vita Enamic; VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) örnek yüzeyleri buharlı temizleyici ile temizlendi. Restorasyonların iç yüzeylerine %5' lik hidroflorik asit ile 60 saniye asit uygulandı (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). Ardından 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Lihtenştayn) uygulaması yapıldı. Hava ile kurutuldu. Titanyum ara parçalardaki vida deliği teflon materyali ile simantasyon işleminden önce kapatıldı (Resim 3.19).



Resim 3.19. Titanyum ara parçada vida deliğinin teflon ile kapatılması

Titanyum ara parça ve seramik restorasyon birleştirilerek asetat kalemi ile aynı doğrultuda bir çizgi çizildi böylece siman yerleştirildikten sonra bu çizgiler referans alınarak iki parça birbirine simante edildi (Resim 3.20).



Resim 3.20. Restorasyon ve titanyum ara parçaya referans çizgilerinin çizilmesi ve simantasyonun tamamlanması

Hibrit abutment kron ve titanyum ara parçanın bağlantısı için üretilmiş rezin siman (Multilink Automix Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile kumlanmış titanyum ara parçalar ve restorasyonlar birbirlerine simante edildi (Resim 3.21).



Resim 3.21. Titanyum ara parça ve seramik restorasyonun simantasyonunda kullanılan rezin siman

Restorasyon ve abutment birleşim yerlerinde bulunan siman kalıntıları, siman sertleşmeden önce bir bond fırçası yardımı ile temizlendi. Titanyum ara parça ve restorasyon bağlantısının sağlanması için 7 dakika süre ile simanın sertleşmesi beklenildi. Daha sonra vida deliğindeki teflon bant bir sond yardımı ile çıkartıldı.

Deney örneklerinin hazırlanması için implantlar akrilik bloklara tümü aynı seviyede olacak şekilde gömüldü. Bu amaçla 30 adet aynı boyutta silindir plastik kalıp kullanıldı. Tüm örnekleri kalıplara dik bir şekilde yerleştirebilmek için freze cihazı (Paraskop Freze Cihazı, Bego, İstanbul, Türkiye) kullanıldı.

Örnekler freze cihazının ucuna sabitlendi, kalıpların içine akril yerleştirildikten sonra örnekler aynı standartta dik bir şekilde akrilin içine yerleştirilip cihaza sabitlendi ve daha sonrasında akril polimerize olana kadar bekletildi. Örneklerin akril içerisindeki pozisyonu abutment implant birleşim alanının 1 mm'lik alt kısmından başlayacak şekilde ayarlandı. Daha sonra örneklerin hepsinin paralellikleri freze cihazının uç kısmındaki frezler ile kontrol edildi (Resim 3.22). Her bir örneğin üzerine ve alt kısmına materyal türü ve örnek numarası yazıldı.



Resim 3.22. Paralellik kontrolü

3.4. Termomekanik Yaşlandırma İşlemi

Örnekler altışarlı gruplar halinde çiğneme simülatörüne (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) yerleştirildi (Resim 3.23).



Resim 3.23. Örneklerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi

Örnekler simantasyondan sonra standart bekleme süresine sahip olmaları amacıyla, çiğneme simülatörüne yerleştirilmeden 24 saat önce yüzey işlemleri uygulanarak simante edildi. Termomekanik yaşlandırma işlemi 5-55 ^{o}C sıcaklığa sahip su ile ısı döngüsü ve eş zamanlı olarak dikey eksen doğrultusunda 50N'luk mekanik kuvvet uygulanarak, 1,6 Hz çiğneme frekansı ile çiğneme simülatöründe (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) yapıldı. Isı döngüsü ve mekanik yükleme eş zamanlı olarak uygulandı. Yatay eksen hareket mesafesi 0,3 mm olacak şekilde ayarlanarak ağız içerisindeki horizontal kuvvetlerin de taklit edilmesi amaçlandı. İlk aşamada örneklere 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olan 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı [74]. Vida gevşemesi ölçümü yapıldıktan sonra, örnekler tekrar aynı şartlarda çiğneme simülatörüne yerleştirilerek 2 yıllık klinik kullanıma eşdeğer 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Hibrit abutment kron restorasyonlarına toplamda 3 yıllık klinik kullanımına eşit olan 750000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı.

3.5. Vida Gevşemesi (Gevşeme Torku) Ölçümü

İmplantlar ve hibrit abutment kronların bağlantısı sağlandıktan sonra abutment vidasına tork kontrol cihazı (Nsk ISD900- Tork Kontrollü Tork Anahtarı, Tochigi, Japonya) yardımı ile 30 Ncm tork kuvveti uygulandı (Resim 3.24).



Resim 3.24. Örneklerin elektronik tork kontrol cihazı ile torklanması

Tork uygulaması için örnekler, dijital tork test cihazı (MTT03-12, Mark-10 Co., Hicksville, NY, ABD) üzerine sabitlendi. İlk tork uygulamasından on dakika sonra abutment vidası aynı sıkma torku kuvvetiyle (30 Ncm) el torku ile yeniden sıkıldı. Bu şekilde tork kontrol cihazı ile 30 Ncm kuvvet uygulaması sırasında dijital ekrandan uygulanan kuvvetin değeri kontrol edildi (Resim 3.25).



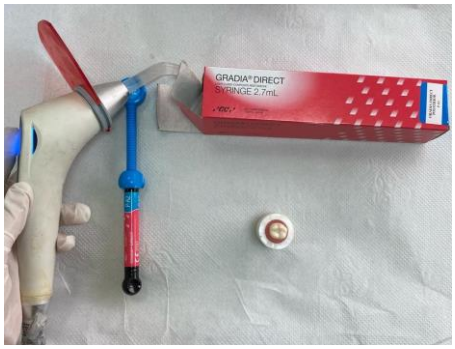
Resim 3.25. Örneklerin 30 Ncm sıkma torkuyla torklanması

İlk vida gevşemesi (gevşeme torku) değerleri vidanın ikinci kez sıkılmasından beş dakika sonra dijital bir tork ölçer ile el torku yardımı ile tersine tork uygulamak sureti ile her abutment için ölçüldü ve kaydedildi (Resim 3.26).



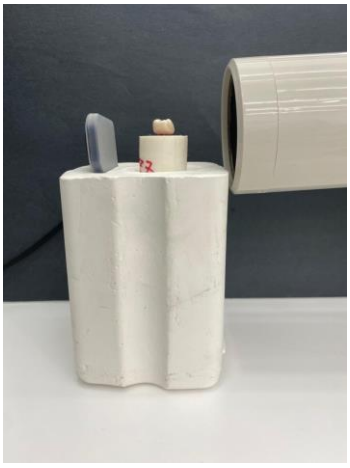
Resim 3.26. Vida gevşemesinin (gevşeme torkunun) ölçülmesi

Daha sonra termomekanik yaşlandırma işlemi için abutment vidaları daha önce açıklandığı gibi yeniden sıkıldı. Restorasyondaki vida deliği önce teflon bant ile sonra posterior kompozit rezin (Gradia Direck Posterior Kompozit Refil, GC, Leuven, Belçika) ile kapatıldı (Resim 3.27).



Resim 3.27. Vida deliklerinin kompozit dolgu ile kapatılması

Vida gevşemesi ölçümlerinden önce ve termomekanik yaşlandırma işlemleri sonrasında vidada herhangi bir kırık olup olmadığını gözlemleyebilmek amacıyla standart periapikal radyograflar alındı (Resim 3.28).



Resim 3.28. Periapikal radyograf alınması

Örnekler standart radyograf çekebilmek için hazırlanmış olan alçıdan yapılmış bir platforma yerleştirildi ve periapikal röntgen cihazında (Best -X- AC New Life, Grugliasco, İtalya), dijital plak (Vatech, Gyeonggi, Güney Kore) kullanılarak radyograflar alındı. Bu amaçla röntgen filminin oturacağı ve örneklerin konumlandırılacağı bir platform kullanıldı. Tüm örneklerin röntgenleri aynı koşullarda alındı. Termomekanik yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra, aynı standartlarda periapikal radyograflar alındı ve termomekanik yaşlandırma işleminden önce çekilen röntgenler ile karşılaştırılarak vida komplikasyonları incelendi. Aerotor yardımı ile vida deliğindeki kompozit rezin kaldırıldı, ardından teflon bant çıkartıldı. Daha sonra örnekler dijital tork ölçer (MTT03-12, Mark-10 Co., Hicksville, NY, ABD) cihazına bağlanarak el torku yardımıyla tersine tork kuvveti dijital ekranda görülerek değerler kaydedildi. Her bir örneğin vida gevşemesi (gevşeme torku) değeri kaydedildikten sonra örnekler dijital tork cihazında iken daha önce anlatıldığı şekilde tekrar torklama işlemi uygulandı. Örneklerin vida delikleri teflon bant ve üzerine kompozit rezin uygulaması yapılarak kapatıldı.

Vida gevşemesi (gevşeme torku) değerleri belirlendikten sonra gevşeme torkunda meydana gelen tork değeri kayıp oranları hesaplandı [83,106].

Yükleme öncesi gevşeme torku değerindeki kayıp oranı, başlangıçta uygulanan tork kuvveti (30 Ncm) ve yüklemeden önceki gevşeme torku arasındaki farkı yüzdesel olarak göstermektedir. Yüzdesel olarak belirlenen gevşeme torku değerindeki kayıp oranı aşağıdaki formül ile hesaplandı [83,106].

Yükleme öncesi gevşeme torku kayıp oranı=(Sıkma torku-Yüklemeden önceki gevşeme torku) /Sıkma torku x 100

Yüklemeden sonra gevşeme torkundaki kayıp oranı, başlangıçta uygulanan tork kuvveti (30 Ncm) ile 250000 ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası meydana gelen gevşeme torku arasındaki farkı yüzde olarak göstermektedir [83,106].

Yükleme sonrası gevşeme torku kayıp oranı=(Sıkma torku-Yüklemeden sonraki gevşeme torku)/Sıkma torku x 100

Yükleme öncesi ve sonrası gevşeme torkundaki kayıp oranı, yüklemeden önceki gevşeme torku ile 250000 ve 500000 termomekanik siklus termomekanik yaşlandırma sonrası meydana gelen gevşeme torku arasındaki farkı yüzde olarak göstermektedir [83,106].

Yükleme öncesi ve sonrası gevşeme torku kayıp oranı=(Yükleme öncesi gevşeme torku değeri-Yükleme sonrası gevşeme torku değeri)/Yükleme öncesi gevşeme torku değeri x 100

3.6. Abutment Vidasının Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelemesi

Her bir materyal grubuna ait bir abutment vidası termomekanik yaşlandırma işleminden önce, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra ve 500000 termomekanik yaşlandırma işleminden sonra olmak üzere üç aşamalı olarak elektron mikroskobu ile (JSM-6060LV Sem, Jeol, Tokyo, Japonya) incelendi (Resim 3.29).



Resim 3.29. SEM cihazı

100 ve 250 büyütmede SEM görüntüsü alındı ve vida yivlerinin durumu incelendi.

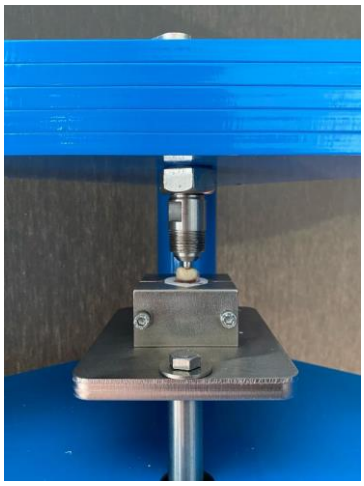
3.7. Kırılma Direnci Testinin Uygulanması

Termomekanik yaşlandırma işlemi sırasında örneklerde herhangi bir restorasyon veya vida kırığı meydana gelmedi. Toplamda 750000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi tamamlandı ve daha sonra örneklere kırılma direnci testi uygulandı. Kırılma direnci testi üniversal test makinesi (Baskı/Gerilim Cihazı, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) ile gerçekleştirildi (Resim 3.30).



Resim 3.30. Üniversal test makinesi

Kırılma direnci testinin gerçekleştirilmesi amacı ile örnekler kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalmaları amacıyla tasarlanan tablaya sabitlendi (Resim 3.31). Yük, 6 mm çapında kuvvet uygulayıcı çelik bir bilye ve 0,5 mm/dk yükleme hızı ile restorasyona dikey olarak uygulandı [12]. Restorasyon yüzeyi ile çelik küre arasına yükün eşit dağılımının sağlanması amacıyla şeffaf bant yerleştirildi.



Resim 3.31. Örneklerin tablaya yerleştirilmesi

Kırılma anında görülen en yüksek değer kırılma direnci (N) değeri olarak kaydedildi. Kırılma işleminden sonra örneklerin aynı şartlarda periapikal radyografları alındı ve meydana gelen kırık ve deformasyonlar röntgenlerde incelendi. Ayrıca örneklerde meydana gelen komplikasyon tipleri gruplandırıldı. Kırılma testi sonrasında meydana gelen başarısızlıklar; 1) restorasyon kırığı, 2) titanyum ara parça deformasyonu ve 3) titanyum ara parça kırığı şeklinde gruplandırıldı.

3.8. İstatistik Analiz

Çalışmada veri girişi ve veri analizi istatistik paket programı (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler vida gevşemesi ve kırılma direnci verileri için ortalama ± standart sapma (Ort ±SS), başarısızlık tipleri için sayı ve yüzde olarak sunuldu. Sayısal değişkenlere (vida gevşemesi ve kırılma direnci) ait verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği ($n<50$ olduğu için) Shapiro-Wilk testi ile incelendi. İkiden çok bağımsız grup karşılaştırmalarında varyansların homojenliği Levene testi ile incelendi. Normallik ve varyansların homojenliği varsayımları sağlandığı için kırılma direnci verileri tek yönlü

ANOVA testi ile karşılaştırıldı. ANOVA sonucunda farklılığı yaratan grup Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak araştırıldı. Vida gevşemesi değerleri ve vida gevşemesindeki tork değeri kayıp oranları iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi ile analiz edildi. Tekrarlı ölçümlü ANOVA analizinin temel varsayımı olan küresellik varsayımı, Mauchly küresellik testi ile değerlendirildi. Küresellik varsayımı sağlandığı için herhangi bir düzeltme yapmaya gerek olmadı. Tekrarlı ölçümlü ANOVA sonucunun istatistik olarak anlamlı bulunması halinde farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı Bonferroni çoklu karşılaştırma testi kullanılarak araştırıldı.

Kategorik değişkenler (başarısızlık tipi) arasında yapılan karşılaştırmalar Ki-kare varsayımı sağlanmadığından Kesin Ki-kare (Exact Chi-square) testi kullanılarak yapıldı. Kesin ki-kare testi sonucunda farklılığı yaratan grup, her bir materyal türü için sütun yüzdelerinin karşılaştırıldığı Bonferroni düzeltmeli Z testi ile araştırıldı. İstatistik analizlerde anlamlılık düzeyi olarak $P<0,05$ alındı.

4. BULGULAR

4.1. Gruplara Ait Vida Gevşemesi (Gevşeme Torku) Değerleri

3 farklı materyalde termomekanik yaşlandırma işlemi öncesi vida gevşemesi, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrasında vida gevşemesi değerleri ölçüldü. Deney gruplarına ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.1'de verildi.

Çizelge 4.1. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesine (gevşeme torku; Ncm) ait tanımlayıcı istatistikler

Materyal Türü	Ölçüm Zamanı		
	Başlangıç	250000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası	500000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası
	Ort ±SS	Ort ±SS	Ort ±SS
Zirkonya	27,26 ±0,65	23,72 ±1,30	22,81 ±1,65
Lityum Disilikat	27,48 ±0,74	24,24 ±1,54	23,68 ±1,53
Hibrit Seramik	27,57 ±0,79	24,80 ±1,07	23,74 ±1,00
Toplam	27,44 ±0,72 **A**	24,25 ±1,35 **B**	23,41 ±1,44 **C**

Ortak büyük harfe sahip ölçüm zamanı gruplarına ait ortalama vida gevşemesi değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Bütün materyallerde, başlangıç, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi değerleri benzer bulundu. Termomekanik yaşlandırma öncesi (başlangıç) ölçülen vida gevşemesi değerlerinin ortalaması en yüksek (27,44 ±0,72), 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasındaki vida gevşemesi değerlerinin ortalaması en düşük (23,41 ±1,44) bulundu. Materyal türlerinin farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi ölçüm sonuçları, iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi ile karşılaştırıldı. Vida gevşemesi değerlerinde, materyal ve ölçüm zamanı faktörleri arasında etkileşim bulunmadı (P=0,73, P>0,05). İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları Çizelge 4.2'de verildi.

Çizelge 4.2. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları

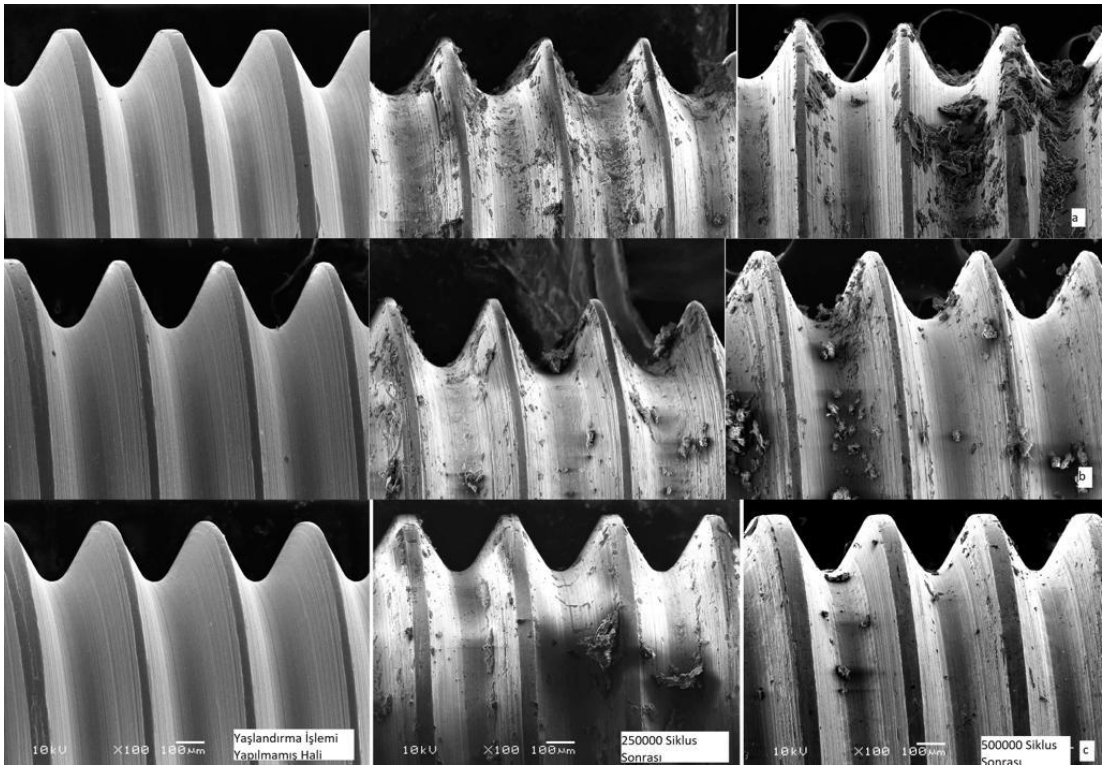
Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	*P*-değeri
Materyal	2	9,42	4,71	2,34	0,115
Zaman	2	270,59	135,29	119,01	<0,001
Materyal*Zaman	4	2,34	0,59	0,52	0,73
Denekler Arası	27	54,26	2,01	---	---
Hata	54	61,39	1,14	---	---
Toplam	89	398	---	---	---

S= 1,07, R2=84,6%, Adj-R2=74,5%
Küresellik test: Mauchly's W=0,935; *P*=0,416.

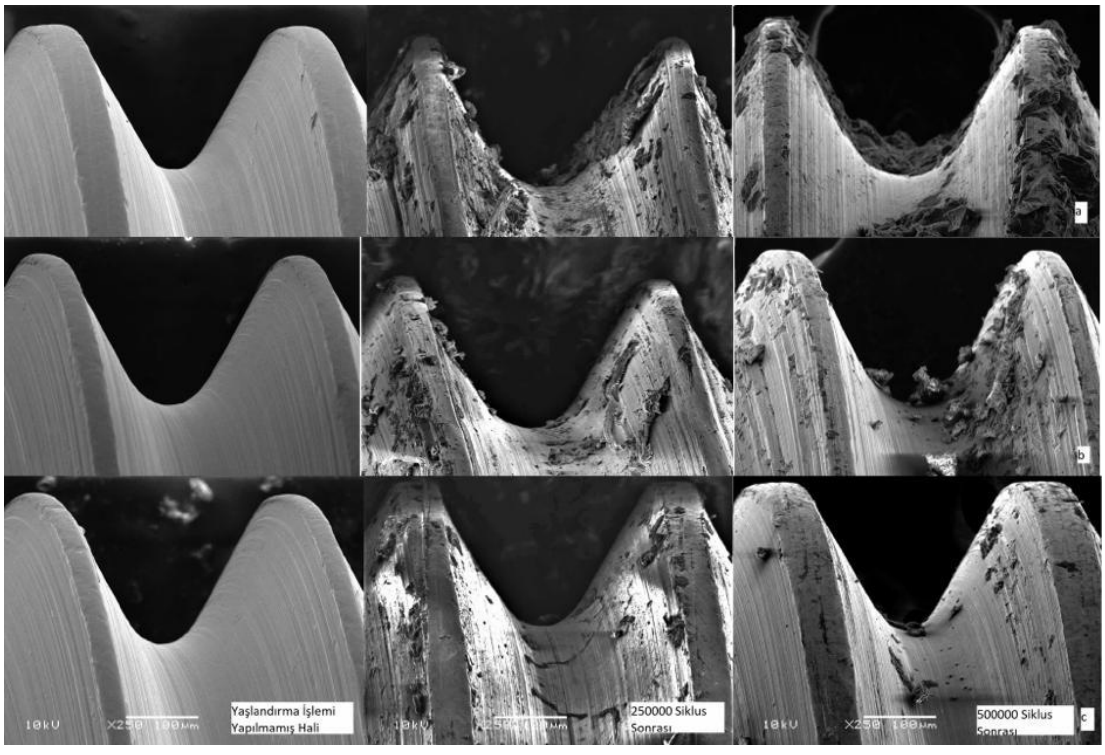
Materyal türleri arasında vida gevşemesi değerleri istatistik olarak anlamlı farklılık göstermedi (*P*=0,115). Farklı ölçüm zamanları arasında vida gevşemesi değerleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Ölçüm zamanının (siklus miktarı) vida gevşemesi değerlerini etkilediği görüldü.

Bu durumda hangi ölçüm zamanının farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Bonferroni çoklu karşılaştırma testi yapıldı. Bonferroni çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre başlangıç ile 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası arasında vida gevşemesi değerleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Başlangıç ile 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası arasında vida gevşemesi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası ile 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*=0,004). Başlangıçtaki vida gevşeme torku ortalama değeri en yüksektir, 250000 ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasında gevşeme torku değeri azalmaktadır.

Örneklerdeki termomekanik yaşlandırma işleminden sonra meydana gelen değişiklikleri incelemek amacıyla SEM görüntüleri alındı. Bu amaçla her gruptan bir abutment vidası, yaşlandırma işleminden önce, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra SEM görüntüsü alınarak incelendi. 250000 ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemlerinin sonucunda vidalarda aşınma meydana geldiği gözlemlendi (Resim 4.1 ve Resim 4.2).



Resim 4.1. 100'lük büyütme ile yaşlandırma işlemi öncesi, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası SEM görüntüsü: a) zirkonya, b) lityum disilikat, c) hibrit seramik



Resim 4.2. 250'lik büyütme ile yaşlandırma işlemi öncesi, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası SEM görüntüsü: a) zirkonya, b) lityum disilikat, c) hibrit seramik

4.2. Gruplara Ait Vida Gevşemesi Tork Değerlerindeki Kayıp Oranları (%)

3 farklı materyalde termomekanik yaşlandırma işlemi öncesi vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranı, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranı ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi tork kayıp oranı değerleri hesaplandı. Seramik materyali çeşidinin ve ölçüm zamanının vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranları üzerindeki etkisi araştırıldı. Termomekanik yaşlandırma öncesi ortalama vida gevşemesi tork değerleri kayıp oranı en düşük, 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası ortalama vida gevşemesi tork değeri kayıp oranı en yüksek bulundu. Deney gruplarna ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.3'te verildi.

Çizelge 4.3. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranına (%) ait tanımlayıcı istatistikler

Materyal Türü	Ölçüm Zamanı		
	Başlangıç	250000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası	500000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası
	Ort ±SS	Ort ±SS	Ort ±SS
Zirkonya	9,13 ±2,16	20,93 ±4,33	23,97 ±5,5
Lityum Disilikat	8,4 ±2,48	19,2 ±5,14	21,07 ±5,08
Hibrit Seramik	8,1 ±2,62	17,34 ±3,58	20,87 ±3,32
Toplam	8,54 ±2,38 **C**	19,16 ±4,50 **B**	21,97 ±4,79 **A**

Ortak büyük harfe sahip ölçüm zamanı gruplarına ait ortalama vida gevşemesi ölçümlerindeki tork kayıp oranı değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Materyal türlerinin, farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranları iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi ile karşılaştırıldı. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları Çizelge 4.4'te verildi.

Çizelge 4.4. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA testi sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	*P*-değeri
Materyal	2	104,62	52,31	2,34	0,115
Zaman	2	3006,93	1503,47	119,01	<0,001
Materyal*Zaman	4	25,99	6,49	0,51	0,73
Denekler Arası	27	603,01	22,33	---	---
Hata	54	682,24	12,63	---	---
Toplam	89	4422,79	---	---	---

S= 3,55, R^2=84,6%, Adj-R^2=74,6%
Küresellik test: Mauchly's W=0,935; *P*=0,416.

Materyal türleri arasında vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranları (%) bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,115). Ancak farklı ölçüm zamanları (siklus miktarı) arasında vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları (%) bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Materyal türü ve ölçüm zamanının vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları (%) üzerindeki birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulunmadı (*P*=0,73, *P*>0,05).

Hangi ölçüm zamanının farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Bonferroni çoklu karşılaştırma testi yapıldı. Bonferroni çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, başlangıç ile 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası arasında vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Başlangıç zamanı ile 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası arasında vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). 250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası ile 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası arasında vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*=0,004).

3 farklı materyalde termomekanik yaşlandırma öncesi-250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası ve termomekanik yaşlandırma öncesi-500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi tork kayıp oranları değerleri hesaplandı. Termomekanik yaşlandırma öncesi-250000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi tork değeri kayıp oranı yüzdesi ortalaması daha düşük olarak bulundu. Deney gruplarına ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.5'te verildi.

Çizelge 4.5. Farklı materyal türleri için farklı ölçüm zamanlarında vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranlarına (%) ait tanımlayıcı istatistikler

Materyal Türü	Ölçüm Zamanı	
	Termomekanik Yaşlandırma Öncesi – 250000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası	Termomekanik Yaşlandırma Öncesi– 500000 Siklus Termomekanik Yaşlandırma Sonrası
	Ort ±SS	Ort ±SS
Zirkonya	12,91 ±5,90	16,26 ±6,57
Lityum Disilikat	11,67 ±7,08	13,72 ±6,74
Hibrit Seramik	10,04 ±3,24	13,88 ±2,88
Toplam	11,54 ±5,57 **B**	14,62 ±5,61 **A**

Ortak büyük harfe sahip ölçüm zamanı gruplarına ait ortalama vida gevşemesi tork kayıp oranı değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Materyal türlerinin farklı ölçüm zamanlarında (siklus miktarı) vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranları karşılaştırıldığında, iki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları Çizelge 4.6'da verildi. Vida gevşemesi ölçümlerindeki tork değeri kayıp oranı yüzdelerinde, materyal ve ölçüm zamanı faktörleri arasında etkileşim bulunmadı (P=0,689, P>0,05). Fakat ölçüm zamanları arasında anlamlı bir fark bulundu (P=0,001).

Çizelge 4.6. İki yönlü tekrarlı ölçümlü ANOVA sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	P-değeri
Materyal	2	73,37	36,68	0,697	0,507
Zaman	1	142,85	142,85	12,50	0,001
Materyal*Zaman	2	8,62	4,31	0,38	0,689
Denekler Arası	27	1421,89	52,66	---	---
Hata	27	308,48	11,43	---	---
Toplam	59	1955,21	---	---	---

S= 3,38, R^2=84,2%, Adj-R^2=65,5%

Materyal türleri arasında, vida gevşemesi tork değeri kayıp oranları (%) bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık görülmedi (P=0,507). Farklı ölçüm zamanları arasında vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranları (%) bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (P=0,001, P<0,05). Ölçüm zamanı vida gevşemesi değerlerini etkilemektedir. Materyal türleri ve ölçüm zamanlarının vida gevşemesi tork değerlerindeki kayıp oranları (%) üzerindeki birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulunmadı (P=0,689).

4.3. Materyal Türleri İçin Kırılma Direnci Değerlerinin Karşılaştırılması

3 farklı materyale ait toplamda 750000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma direnci değerleri karşılaştırıldı. Deney gruplarına ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.7'de verildi.

Çizelge 4.7. Farklı materyal türleri için kırılma direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Materyal Türü	Ort ±SS
Zirkonya	2968,66 ±542,28 **A**
Lityum Disilikat	1665,30 ±336,15 **B**
Hibrit Seramik	1079,50 ±380,25 **C**

Ortak büyük harfe sahip materyal gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistik olarak anlamlı fark yoktur (*P*>0,05).

Materyal türlerinin, kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları Çizelge 4.8'de verildi. Materyal türleri arasında kırılma yükleri bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001).

Çizelge 4.8. Tek yönlü ANOVA testi sonuçları

Değişim Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	*P*-değeri
Materyal	2	18702710,67	9351355,33	50,85	<0,001
Hata	27	4964942,91	183886,77	---	---
Toplam	29	23667653,58	---	---	---

S= 428,82, R^2=79,0%, Adj-R^2=77,5%

Hangi materyal türünün farklılığı yarattığı Tukey çoklu karşılaştırma testi ile araştırıldı. Zirkonya ile lityum disilikat materyalleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Zirkonya ile hibrit seramik arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001). Lityum disilikat ile hibrit seramik materyalleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*=0,013). En yüksek kırılma direnci değeri zirkonyada (2968,66 ±542,28 N) ve en düşük kırılma direnci hibrit seramikte (1079,50 ±380,25 N) bulundu.

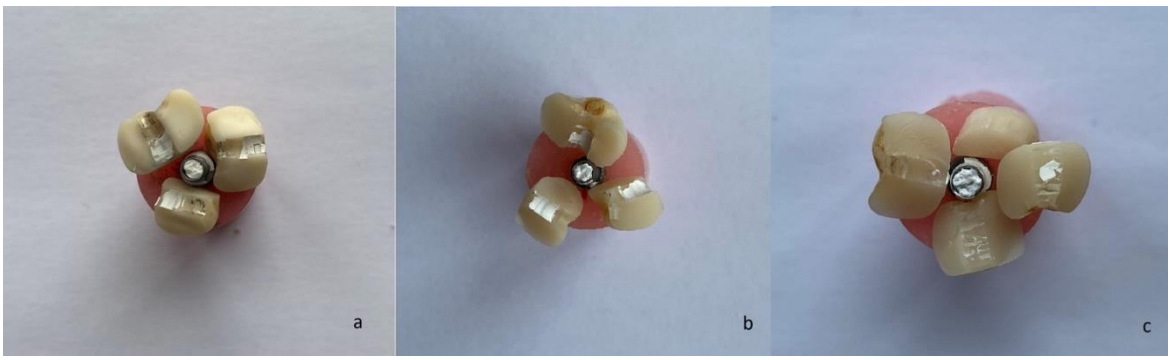
4.4. Materyal Türlerinin Başarısızlık Tiplerinin Karşılaştırılması

250000 ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrasında abutment vidasında bütün deney gruplarında herhangi bir kırık, titanyum ara parçada kırık, titanyum ara parçada deformasyon veya restorasyonda kırık görülmedi. Kırılma direnci deneyi sonrasında meydana gelen başarısızlıklar ise 1) restorasyon kırığı, 2) titanyum ara parça deformasyonu, 3) titanyum ara parça kırığı olarak gruplandırıldı. Farklı materyal türlerinin, başarısızlık tipleri karşılaştırıldı. Deney gruplarına ait tanımlayıcı istatistik sonuçlarının dağılımı Çizelge 4.9'da verildi. Kırılma direnci deneyi sonrasında zirkonya grubunda 1 örnekte (%10) restorasyon kırığı (Resim 4.3), 7 örnekte (%70) titanyum ara parça deformasyonu (Resim 4.4) ve 2 örnekte (%20) ise titanyum ara parça kırığı (Resim 4.5) görüldü. Lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerinin tamamında restorasyon kırığı görülürken titanyum ara parçada deformasyon ve titanyum ara parça kırığı görülmedi. Meydana gelen başarısızlık tipi 3 materyal arasında karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı bulundu (P<0,001).

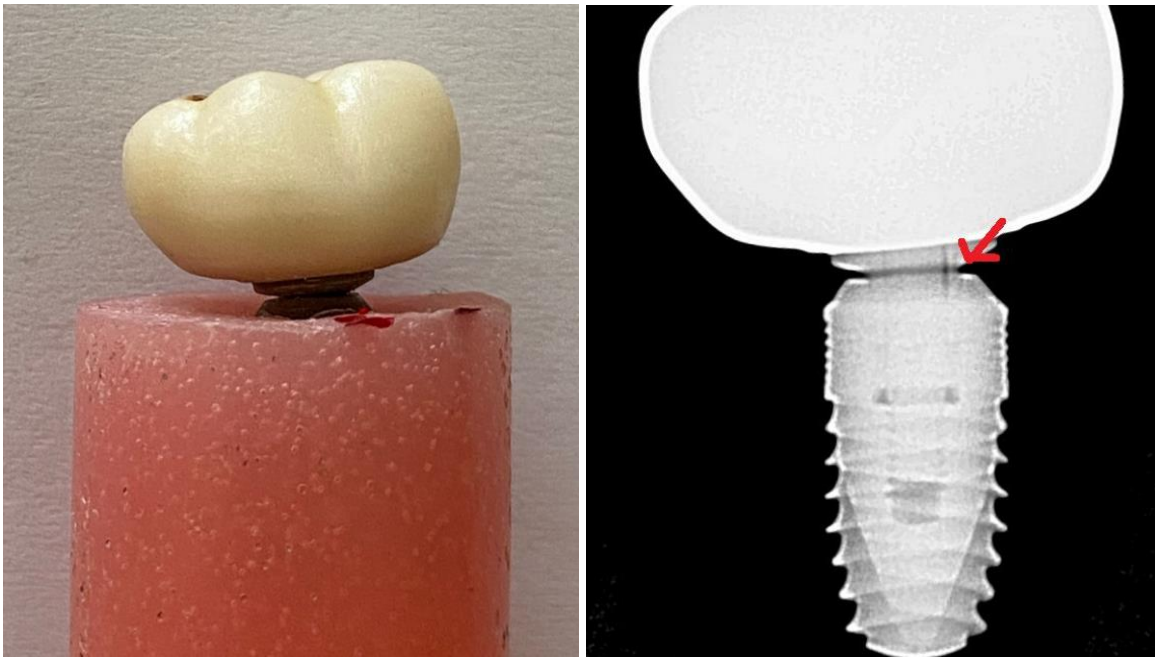
Çizelge 4.9. Farklı materyal türleri için başarısızlık tiplerinin dağılımı

Başarısızlık Tipleri	Zirkonya		Lityum Disilikat		Hibrit Seramik		*P* değeri
	n	%[a]	n	%[a]	n	%[a]	
Restorasyon Kırığı	1[c]	10,0	10[d]	100,0	10[d]	100,0	
Titanyum Ara Parça Deformasyonu	7[c]	70,0	0[d]	---	0[d]	---	<0,001[b]
Titanyum Ara Parça Kırığı	2[d]	20,0	0[d]	---	0[d]	---	
Toplam	10		10		10		

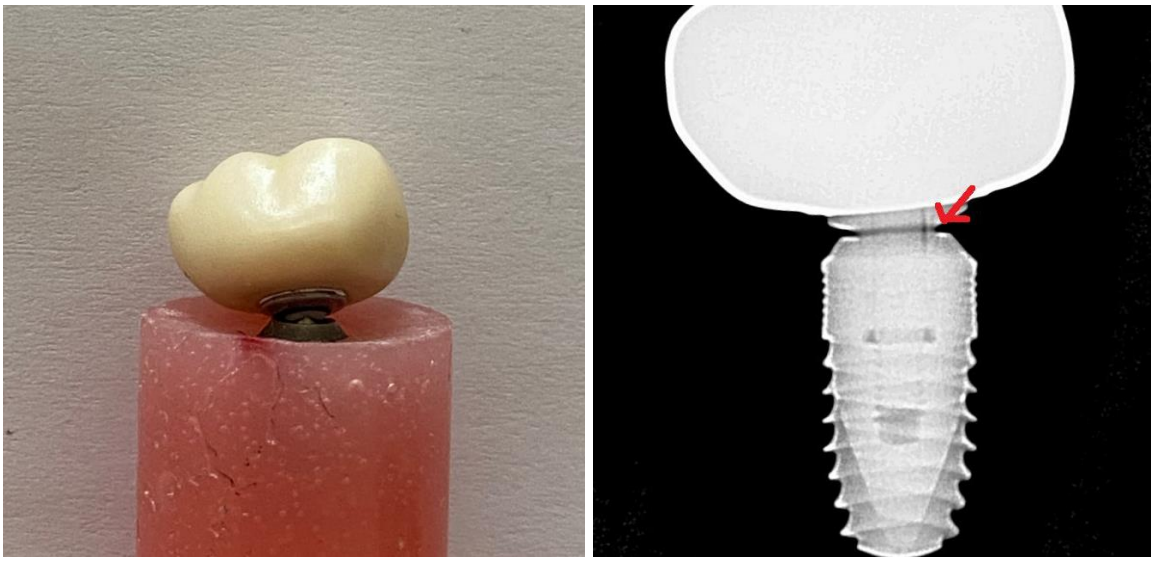
[a]Sütun yüzdesi
[b]Kesin kikare testi sonucu (χ^2=25,714, sd=4)
[c,d] İstatistiksel olarak anlamlı farklılığa sahip olan sütun yüzdelerine karşı gelen materyalleri göstermektedir.



Resim 4.3. Restorasyon kırığı: a) zirkonya, b) lityum disilikat, c) hibrit seramik



Resim 4.4. Titanyum ara parçada deformasyon



Resim 4.5. Titanyum ara parçada kırık

Materyal türlerinin, başarısızlık tipleri bakımından karşılaştırıldığı kesin kikare testi sonuçları Çizelge 4.9'da verildi. Buna göre materyal türleri arasında başarısızlık tiplerinin dağılımı bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı Bonferroni düzeltmeli Z testi ile araştırıldı. Restorasyon kırığı bakımından zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik materyalleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu. Fakat lityum disilikat ile hibrit seramik materyalleri arasında bu başarısızlık tipi bakımından anlamlı farklılık saptanmadı (P>0,05). Titanyum ara parça

deformasyonu bakımından zirkonya materyali ile lityum disilikat ve hibrit seramik materyalleri arasında istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu. Fakat lityum disilikat ile hibrit seramik materyalleri arasında bu başarısızlık tipi bakımından anlamlı farklılık saptanmadı. Lityum disilikat ve hibrit seramik gruplarında titanyum ara parça kırığına rastlanmadı.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı materyallerden üretilen (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) hibrit abutment kron restorasyonlarında termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesi ve kırılma direnci karşılaştırıldı. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre, materyal türünün vida gevşemesini etkilemediği fakat kırılma direncini etkilediği sonucuna varıldı. Ayrıca termomekanik yaşlandırma işleminin vida gevşemesi üzerinde etkili olduğu bulundu. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, farklı hibrit abutment kron restorasyonlarında (zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik) termomekanik yaşlandırmanın ve materyal türünün vida gevşemesi ve kırılma direnci üzerine etkili olacağı hipotezi kısmen kabul edildi.

İmplant destekli restorasyonların yapımında mekanik özelliklere ek olarak estetik parametrelerin de önemi büyüktür [107]. Seramik abutmentların kullanımı estetik olarak büyük avantajlara sahip olmasına rağmen seramiklerin kırılgan yapıları sebebi ile mekanik komplikasyonlar ile karşılaşılmaktadır [33,107]. Metal abutmentlar ise gelen kuvvetlere karşı dirençli olmalarına rağmen estetik olarak tatmin edici sonuçlar vermemektedirler ve diş etinin altından gri renkli yansımalara sebep olabilmektedirler [15,108]. Ferrari ve diğerleri [109], titanyum ve zirkonya abutmentları karşılaştırmak için yaptıkları prospektif çalışmada, 3 yılın sonunda sağ kalım ve başarı oranlarının, titanyum abutmentlarda zirkonya abutmentlara göre daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Ancak Pitta ve diğerleri [34], estetik açıdan zorlu vakalarda tam seramik abutment tercihinin daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır. Günümüzde hibrit abutment kron sistemleri kullanılarak titanyum abutmentların sağlamlığı ile seramik abutmentların estetik özellikleri birleştirilmektedir [36]. İmplant destekli restorasyonlarda implant ve restorasyonun birleşimi vida veya siman sistemi ile sağlanmaktadır. Vidalı implant destekli sabit protez sistemlerinin ve siman tutuculu sabit protez sistemlerinin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları vardır [22-24]. Hibrit abutment kronlarda implantın boyun kısmına yerleşen kısım titanyumdan, geriye kalan üst yapı abutment ve kron olarak seramikten üretilmektedir. Bu iki parçanın simantasyonu tek parça olarak hareket edecek şekilde tamamlanmaktadır [35]. Hibrit abutment kronların kullanımı ile vida kanalından vidaya erişim sağlanması simantasyonu kolaylaştırmaktadır [37]. Bu açıdan hibrit abutment kron restorasyonları, seramik ve metal abutmentların avantajlarını ve siman tutuculu ve vida tutuculu sabit protez sistemlerinin avantajlarını birleştirmektedir [110]. Roberts ve diğerleri [39], hibrit abutment kronların ve

hibrit abutment ve kronun ayrı üretilmesi ile elde edilen restorasyonların kırılma direncini incelemişlerdir ve hibrit abutment kronların daha yüksek kırılma direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır. Ayrıca, abutmentı ve kronu ayırmanın, tek parça olarak üretilen hibrit abutment kron restorasyonlarına göre daha zayıf bir restorasyon üretimine sebep olduğunu bildirmişlerdir. Günümüzde, hibrit abutment kron restorasyonlarının üretimi amacıyla prefabrike delikli CAD-CAM blokları mevcuttur ve bu bloklar ile üretilen restorasyonlar titanyum ara parça üzerine doğrudan simante edilebilmektedirler [37]. Bu tez çalışmasında zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik restorasyonların termomekanik yaşlandırma işleminden sonra vida gevşemesi ve kırılma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlandı. Çalışmada kullanılan seramik türleri, farklı mikroyapılara, fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir. Bu üç farklı seramik türünden hibrit abutment kron üretimi için özel olarak tasarlanmış bloklar piyasada hazır olarak bulunmaktadır. Kron restorasyonu için üretilen bloklardan restorasyon üretilmesi ve vida erişim deliğinin sonradan açılmasının metalik ara parça ve seramik kısmın uyumunu etkileyebileceği düşünüldüğünden, bu çalışmada piyasada hibrit abutment kron yapımı için üretilen üç farklı tipte seramik blok kullanıldı.

Restorasyonlar ağız ortamında uzun zaman diliminde aralıklarla gerilimlere maruz kalmaktadırlar. Materyal germe ve basma testlerinde çok düşük kuvvetlerle karşılaşsa bile yorgunluğa bağlı olarak zaman içinde başarısızlığa uğrayabilmektedir. Farklı tam seramiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yaşlandırma testleri seramiklerin ağız içinde maruz kaldıkları kuvvetleri ağız dışı ortamlarda taklit ederek, seramik yapıları birbiriyle karşılaştırma olanağı sunmaktadırlar [6]. Yaşlandırma testleri içinde termomekanik yaşlandırma, fizyolojik olarak klinik durumu en iyi şekilde taklit etmek amacıyla dinamik yükleme ve termal siklus prosedürlerini birleştirerek uygulandığı için güvenilir bir yöntemdir [94]. Birçok çalışmada ISO standartlarına göre belirlenen termal siklus sıcaklık değişimleri (5°C-55°C) kullanılmaktadır [12,74,100]. 1,3-1,8 Hz lik çiğneme frekansı fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir [101]. Çalışmalarda çiğneme simülatörlerinde 50 newtonluk yükleme değeri standart bir değer olarak kabul edilmektedir [65,111,112]. Bu tez çalışmasında termomekanik yaşlandırma işlemi, 5-55 ^{o}C sıcaklığa sahip su ile ısı döngüsü ve eş zamanlı olarak dikey eksen doğrultusunda 50 N'luk mekanik kuvvet uygulanarak, 1,6 Hz çiğneme frekansı ile çiğneme simülatöründe yapıldı. Çiğneme işlemi sırasında çenede sadece vertikal yönde bir hareket olmamaktadır. Birinci molar dişlerde çiğneme sırasında ortalama 0,3 mm'lik bir yatay hareket olmaktadır [37,113]. Bu çalışmada da yatay eksen hareket mesafesi 0,3 mm olacak şekilde ayarlanarak ağız

içerisindeki horizontal kuvvetlerin de taklit edilmesi amaçlandı. Termomekanik yaşlandırma hibrit abutment/hibrit abutment kron restorasyonlarının klinik davranışlarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan in vitro bir yöntemdir. Elshiyab ve diğerleri [74], hibrit abutmentlara simante edilen implant destekli zirkonya alt yapılı kronların (tek tabakalı ve çift tabakalı) kırılma direncini araştırmışlardır. Tek tabakalı ve iki tabakalı zirkonya kronlar elde etmişlerdir ve zirkonya hibrit abutmentlara simante etmişlerdir. Kronlar; (a) çiğneme simülatöründe yaşlandırma uygulanmamış kontrol grubu ve (b) yaşlandırma uygulanmış deney grubu olarak 2 alt gruba ayrılmıştır. Örneklere 1200000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Örneklere başlangıçta 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi için 50 N, ardından 500000 siklus termomekanik yaşlandırma için 100 N ve son olarak bir 450000 siklus termomekanik yaşlandırma için 50 N kuvvet uygulanarak yaşlandırma işlemleri tamamlanmıştır. Çalışmada tek tabakalı zirkonya kronların hepsi sağ kalım gösterirken, iki tabakalı zirkonya kronlar %50 oranında sağ kalım göstermiştirler. Tek tabakalı implant destekli hibrit abutment kronlar, çift tabakalı kronlara kıyasla önemli ölçüde daha yüksek kırılma direnci sergilemiştir ve posterior bölgede karşılaşılan daha yüksek çiğneme yüklerine dayanabilecekleri görülmüştür [74]. Bankoğlu Güngör ve diğerleri [114], titanyum ara parçalara simante edilen kişisel zirkonya abutmentların tutunma kuvvetleri üzerine rezin siman tipinin etkisini araştırdıkları bir çalışmada, örneklere 500000 termomekanik siklus değerinde yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Çiğneme simülatörleri ile yapılan 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi ağız içindeki 1 yıllık kullanıma eşdeğer olarak kabul edilmektedir [74]. Bu tez çalışmasında ilk aşamada örneklere 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Vida gevşemesi ölçümü yapıldıktan sonra, örnekler tekrar aynı şartlarda çiğneme simülatörüne yerleştirilerek ağız içinde 2 yıllık kullanıma eşdeğer 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Hibrit abutment kron restorasyonlarına toplamda 3 yıllık ağız içi kullanımına eşit olan 750000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı.

İmplant destekli restorasyonlarda biyolojik ve mekanik komplikasyonlar gözlemlenmektedir [51,52]. Biyolojik komplikasyonlar daha çok peri-implant dokuların patolojik değişiklikleri ve peri-implant hastalıklardır [53]. Mekanik komplikasyonlar abutment vidasının gevşemesi, abutment vida kırığı, mikro hareketlilik, gövde kırığı, abutment kırığı, üstyapı kırığı, restorasyonun desimantasyonu, veneer materyalinin chippingi veya implant kırığı olarak sıralanabilmektedir [18]. Güncel materyallerle CAD-CAM teknolojileri kullanılarak

titanyum ara parça üzerine tek parça üretilen seramik abutment ve kronun vida ile birleştirilmesi sonucu elde edilen hibrit abutment kron restorasyonlarının çok sayıda avantajı olsa da ağızda uğradıkları mekanik kuvvetler karşısında vida gevşemesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılmaktadır. Bu restorasyonlarda vida gevşemesi en sık görülen mekanik komplikasyondur [84]. Farklı restorasyon türleri, yükleme sırasında farklı stres dağılımlarına sahiptir. İmplant destekli tek kron, implant destekli sabit köprü restorasyonlarına göre vida gevşemesine daha yatkındır. İmplant destekli sabit köprü restorasyonlarının bileşenlerine gelen dış kuvvetler, daha eşit şekilde dağıtılmaktadır. Bununla birlikte, tek kronda, stres implant-abutment bağlantı parçası üzerinde, özellikle de abutment vidası üzerinde yoğunlaşmakta ve böylece daha yüksek vida gevşemesi insidansına yol açmaktadır [115]. İmplant destekli restorasyonlar, kullanımları sırasında dış kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Gelen kuvvetlere bağlı olarak abutment vidası ile implantın iç yüzeyi arasındaki sürtünme, kullanıma bağlı olarak belirli bir süre sonra azalmaktadır. Daha yüksek bir ön yük, vidanın gevşemeye karşı daha güçlü bir direnç göstermesi anlamına gelmektedir ve bu da vida gevşemesi sürecini yavaşlatmaktadır. Vidaya ön yük uygulanması işlemi vida gevşemesine karşı direncin artmasını sağlayan yöntemdir [78]. İlk tork uygulamasından birkaç saniye veya dakika sonrasında ön yükte % 2-10’ luk kayıp meydana gelmektedir [116]. Abutment vidasına torklama işlemi yapıldıktan sonra herhangi bir termomekanik siklus işlemi uygulamadan önce gevşeme torku değerinde gözlemlenen kayıp vida relaksasyonundan kaynaklanmaktadır. Vida relaksasyonu vidanın yerleşme etkisiyle olmaktadır. Bir vida sıkıldığında uzar ve “kenetleme kuvveti” adı verilen bir kuvvet oluşturur. Kenetlenme kuvveti, vida malzemesinin elastik geri kazanımından kaynaklanır. Azalan ayırma kuvveti ve artan kenetleme kuvveti, abutment bağlantısını stabilize eder ve vida gevşemesini önler [117]. Yerleşme etkisi, herhangi bir dış kuvvet müdahalesi olmaksızın vida sıkıldıktan sonra 2-3 dakika ile 15 saat arasında meydana gelen ön yük kaybı olmaktadır [117]. Yerleşme gevşemesinin en aza indirilmesi için ilk sıkıştırmadan 10 dakika sonra abutment vidasının önerilen tork değerinde tekrar sıkıştırılması vurgulanmıştır [116]. Bu nedenle bu çalışmada son torklama işleminden 10 dakika sonra abutment vidaları tekrar üretici firmanın önerdiği tork değerinde sıkıştırıldı. Abutment vidası elastik deformasyon sınırını aştığında vidada kalıcı deformasyon gözlemlenmektedir, vida işlevini kaybetmektedir, böylece vida gevşemekte ve hatta kırılmaktadır. Bu nedenle, daha büyük sıkma torku ve ön yük belirli sınırlar dahilinde vida gevşemesini önlemek için avantaj sağlamaktadır [115]. Vida gevşemesi ölçümlerinde, ilk tork uygulamasının ardından yapılan tork kaybı ölçümlerinde art arda sıkma sonucu yapılan

tork kaybı ölçümlerine göre daha fazla kayıp yaşanmaktadır [71,78]. Bu nedenle eski vidayı yeniden sıkmak tork kaybını azaltmak için kullanılan bir seçenektir. Olası vida gevşemesini azaltmak için implant abutment vidasının değiştirilmesi yerine yeniden sıkılması tavsiye edilmektedir [83,86]. Ön yükün korunması için beş defadan fazla yeniden sıkma tavsiye edilmemektedir [78]. Klinik yüklerin uzun süreli uygulanması, vida yorgunluğunu arttırarak gevşeme tork değerlerinde azalmaya yol açabilmektedir [79]. Bu tez çalışmasında hibrit abutment kron restorasyonlara 30 Ncm kuvvet uygulanarak torklama işlemi yapıldı. Abutmenttaki vida gevşemesini en aza indirmek için 10 dakika sonra tekrar 30 Ncm bir torklama işlemi daha yapıldı ve bundan 5 dakika sonra vidadaki ilk gevşeme torku değeri ölçüldü. Böylelikle çalışmada ön yükün uygulanması ile vida gevşemesinin en aza indirilmesi amaçlandı. Klongbunjit ve diğerleri yaptığı çalışmada [117], kişisel titanyum abutmentın mekanik siklus uygulanmasından sonra gevşeme torku değerlerini ve kırılma direnci değerlerini prefabrike abutmentlar ve hibrit abutmentlarla karşılaştırmışlardır. Çalışmada 60 implant eşit olarak 3 gruba ayrılmıştır. Bunlar prefabrike titanyum abutment grubu, kişisel titanyum abutment grubu ve hibrit zirkonya abutment grubudur (n=20). Abutmentlar zirkonya kronlar ile restore edilmiştir. Örneklere 30 Ncm sıkma torku uygulanarak 10 dakika beklendikten sonra her gruptan rastgele seçilen 5'er örneğin gevşeme tork değerleri ölçülmüştür. Mekanik siklus işlemi her gruptan 15 örnek olmak üzere ölçüm yapılmayan 45 örneğe uygulanmıştır. Her gruptan gevşeme torku değeri 50000 mekanik siklus uygulandıktan sonra ve 1000000 mekanik siklus uygulandıktan sonra ölçülmüştür. Daha sonra yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerden her gruptan rastgele 5 örnek seçilerek kırılma direnci testi uygulanmıştır. Sonuç olarak başlangıç gevşeme torku ortalama değerinin 50000 mekanik siklus ve 1000000 mekanik siklus işlemlerinden sonraki gevşeme torku değerlerinden yüksek olduğu bulunmuştur. Fakat 50000 ve 1000000 mekanik siklus yüklemelerinden sonra ölçülen gevşeme torku değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Başlangıçtaki gevşeme torku ortalamaları prefabrike titanyum abutment için ortalama (28,64 ±0,63 Ncm) zirkonya hibrit abutmentlar için ortalama (28,43 ±0,52 Ncm) ve kişisel titanyum abutmentlar için ortalama (27,44 ±0,86 Ncm)'dir [117]. Başlangıç ve 50000 mekanik siklus yükleme sonrasında meydana gelen gevşeme torku değerlerindeki kayıp oranı karşılaştırıldığında en yüksek zirkonya hibrit abutmentta %22,38 olarak gözlemlenmiştir. Başlangıç ve 1000000 mekanik siklus yükleme sonrası meydana gelen gevşeme torku değerleri arasındaki kayıp oranı karşılaştırıldığında yine en yüksek zirkonya hibrit abutmentta %30,29 olarak bulunmuştur [117]. Çalışmanın sonucunda abutment malzemesinin vida gevşemesi değeri ve kırılma direncini önemli ölçüde etkilemediği

sonucuna varılmıştır [117]. Bu çalışmada mekanik siklus işlemi öncesinde ölçülen gevşeme torku değeri ortalaması %4,53 ile %8,53 arasında bulunmuştur. Bu tez çalışmasında termomekanik siklus işlemi öncesinde ölçülen gevşeme torku değeri kaybı oranı ortalama olarak (%8,54 ±2,38) olarak bulundu. Çalışmada restorasyonlara 1 yıllık termomekanik yaşlandırma işlemi yapıldıktan sonra gevşeme torku değerleri tekrar ölçüldü ve yeniden tork kuvveti uygulanarak 2 yıllık ağız içi kullanıma eşdeğer olan 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi yapılarak vida gevşemesi değerlendirildi. Termomekanik siklus işleminin uzun süreli uygulanması abutmentta mikro hareketlere sebep olarak vida gevşemesini arttırmaktadır ve gevşeme torku değerlerinde düşüşe neden olmaktadır [79]. Ayrıca yaşlandırma süresince hep aynı vidalar kullanıldı ve klinik uygulamaların taklit edilmesi amaçlanarak vida değişimi yapılmadı. Paek ve diğerleri çalışmalarında [118], prefabrike ve kişisel titanyum abutmentlar kullanarak 5000 siklus mekanik yüklemeden önce ve sonra gevşeme torku değerleri arasındaki farkı incelemişlerdir. Araştırmacılar ilk ve ikinci gevşeme torku arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında termomekanik siklus uygulamasının başlangıca göre gevşeme torkunu azalttığı bulundu. Çalışmada farklı yapılara sahip materyaller kullanıldı, daha uzun sikluslarda ve termomekanik olarak yaşlandırma işlemi yapıldı. Bu sebeplerin iki çalışmanın sonuçları arasındaki farkı yarattığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramikten üretilen hibrit abutment kronlara ait vida gevşemesi değerleri karşılaştırıldı. Termomekanik yaşlandırma öncesi (başlangıç) ölçülen vida gevşeme torku değerlerinin ortalaması (27,44 ±0,72 Ncm) 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemleri sonucundaki vida gevşeme torku değerlerinin ortalamasından (23,41 ±1,44 Ncm) yüksek bulundu. Materyal türünün vida gevşemesine etkisi bulunmamakla birlikte vidalardaki gevşeme torku değerleri yaşlandırma işlemine bağlı olarak ilk ölçülen gevşeme tork değerlerine göre düşüş gösterdi. Klinik olarak vidaları ilk sıkmadan 10 dakika sonra sıkma, işlevinin 1. yılından sonra tekrar sıkma ve daha sonra da periyodik olarak sıkma işlemleri önerilmektedir [83,86]. Bu çalışmada, materyal grupları arasında vida gevşemesi değerlerinin farklı olmamasının, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak torklama işleminin yapılması (30 Ncm) ve 10 dk sonra yeniden torklama işleminin yapılmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Ancak termomekanik siklus sayısı arttırıldığında, materyal tipleri arasında fark olabileciği düşünülmektedir. Al-Zordk ve diğerleri çalışmalarında [20], zirkonya, lityum disilikat ve polietereterketon hibrit abutment kronlara termal yaşlandırma uygulamışlardır ve sonrasında meydana gelen vida gevşemesi

ve kırılma direnci değerlerini incelemişlerdir. Çalışmada 30 implant, zirkonyadan, lityum disilikattan veya seramikle güçlendirilmiş polietereterketondan üretilen hibrit abutment kronlarla restore edilmiştir. Örnekler 25 Ncm tork uygulanarak torklanmıştır, 10 dakika beklenerek yine aynı kuvvet ile torklanmıştır. Tüm restorasyonlar termal yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Gevşeme torku, dijital tork ölçer yardımıyla hesaplanmıştır. Termal yaşlandırma işleminin sonunda zirkonya hibrit abutment kron restorasyonları ortalama gevşeme torku değeri 22,38 ±0,68 Ncm olarak bulunmuştur. Lityum disilikat hibrit abutment kron restorasyonları için ortalama gevşeme torku değeri 22,49 ±0,47 Ncm olarak bulunmuştur. PEEK hibrit abutment kron restorasyonlarının gevşeme torku değeri en düşük 22,61 ±0,59 Ncm olarak bulunmuştur. Sonuçta termal yaşlandırma işleminin ardından oluşan vida gevşemesi değerinin hibrit abutment kronun üretildiği malzemeden etkilenmediği gözlemlenmiştir. Zirkonya hibrit abutment kronlar, lityum disilikat ve polietereterketon hibrit abutment kronlar ile kırılma yüküne göre karşılaştırıldığında premolar bölgede daha güvenli oldukları bulunmuştur [20]. Sonuçlar bu tez çalışmasının sonuçlarını desteklemektedir. Bu tez çalışmasında (vida gevşemesi) gevşeme torku, değerlerindeki sonuçların farklı bulunma sebebinin, çalışmada 25 Ncm yerine 30 Ncm başlangıç torkunun uygulanması ve termal siklus yerine termomekanik siklus uygulanması olduğu düşünülmektedir. Lee ve diğerlerinin çalışmasında [79], farklı uzunluklara sahip implant abutment vida örnekleri kullanılmıştır. Örneklere 1000000 siklus değerinde yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Örneklere ait vidalar 30 Ncm tork ile sıkılmıştır, 10 dakika beklenip yeniden sıkılmıştır. Ardından 5 dakika beklenip ilk gevşeme torku değeri (vida gevşemesi) ölçülmüştür. Yaşlandırma işlemi öncesinde ve yaşlandırma işlemi sonrasında gevşeme tork değerleri ölçülmüştür. Yaşlandırma işleminin ardından gevşeme tork değerlerinde düşüş görülmüştür. Araştırmacılar yüklemeden önceki gevşeme torku değeri ortalamasını 25,22 Ncm olarak bulmuşlardır. Yüklemeden sonraki gevşeme torku değeri ortalamasını ise 15,2 Ncm olarak bulmuşlardır. Sonuçlara göre, yaşlandırma işleminin vidanın gevşeme torku değerini düşürdüğü gözlemlenmektedir.

Bu tez çalışmasında, her bir materyal grubuna ait bir abutment vidasından, termomekanik yaşlandırma işleminden önce, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra, üç aşamalı olarak elektron mikroskobu ile 100 ve 250 büyütmelerde görüntüler alındı ve vida yivlerinin durumu incelendi. 250000 ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemlerinin ardından hibrit abutment kronlara ait vidalarda yivler arasında daha fazla aşınma gözlemlendi. Her bir hibrit

abutment kron örneğine ait vidaların, yaşlandırma işleminden önce, 250000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işleminden sonra periapikal radyograflar ile görüntüleri alındı. Termomekanik yaşlandırmada vidalarda herhangi bir kırık gözlenmedi.

Kırılma direnci, bir cisme belirli bir miktarda kuvvet uygulanmasını takiben cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır [103]. Bu tez çalışmasında toplamda 750000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi tamamlandı ve daha sonra örneklere kırılma direnci testi uygulandı. Kırılma anında görülen en yüksek değer kırılma direnci (N) olarak kaydedildi. Restorasyonların tasarımı ve üretimi, üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapıldı. Bu sebeple termomekanik yaşlandırma işlemi süresince örneklerde herhangi bir komplikasyon ile karşılaşılmadığı düşünülmektedir. Klinik şartların in vitro olarak taklit edilerek, tam seramik restorasyonlarda kırılma direncinin doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için bazı şartların sağlanması gerekmektedir. Bunlar; nokta kontakt yerine yüzey kontakt kullanılması, restorasyona siklus uygulayarak yükleme yapılması ve yaşlandırmanın su içeren bir ortamda yapılmasıdır [119,120]. Bu tez çalışması bu şartların tümü sağlanarak yapıldı. Yazigi ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada [37], 40 adet hibrit abutment kron restorasyon 5 farklı monolitik materyalden üretilmiştir (n = 8). Bunlar; 3Y-TZP zirkonya, lityum disilikat, nano hibrit kompozit rezin, seramikle güçlendirilmiş polietereterketon (PEEK) ve hibrit seramiktir. Üretilen hibrit abutment kron örneklere 1200000 termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Sonuçlarda 3Y-TZP zirkonya ile üretilen hibrit abutment kronların kırılma direnci değeri en yüksek (ortalama=2645 N), hibrit seramik materyalinden üretilen hibrit abutment kronların kırılma dirençleri (ortalama=670 N) en düşük değerde bulunmuştur. Ayrıca hibrit abutment kronlarda kırılma direncinin kullanılan restoratif materyalin türünden etkilendiği sonucuna varılmıştır. Bu tez çalışmasında hibrit abutment kronların üretimi her üç materyal için (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik) aynı tasarımda ve aynı standartlar ile yapıldı. Fakat materyallerin kırılma dirençleri arasında farklılıklar gözlemlendi. Kırılma direnci değerlerinin kullanılan materyal türünden etkilendiği sonucuna varıldı.

Çiğneme veya yutkunma esnasında meydana gelen fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişim göstermektedir. Maksimum ısırma kuvveti anterior bölgede 190 N ile 290 N arasında değerler gösterirken, posterior bölgede 200 N'dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir [121]. Bazı çalışmalar, molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 400 ila 890 N aralığında

olduğunu belirtmişlerdir [122,123]. Bruksizmi olan hastalarda maksimum ısırma gücünün erkek hastaların molar dişlerinde ortalama 911 N, kadın hastaların ise 569 N olduğu saptanmıştır [124]. Molar dişler ortalama 305 MPa değerlerinde kırılma gösterirken, diğer dişler genellikle daha düşük kırılma dayanımına sahiptir [125]. Bu tez çalışmasında en yüksek kırılma direnci değeri zirkonya restorasyonlarda 2968,66 ±542 N, en düşük kırılma direnci değeri hibrit seramik restorasyonlarda 1079,50 ±380 N olarak bulundu. Bu değerler referans alındığında posterior dişlerde her 3 materyalinde hibrit abutment kron üretimi ile posterior dişlere gelen kuvvetleri kırılmadan karşılayabilecekleri ve bu restorasyonların yapımında kullanılabilecekleri sonucuna varıldı. Nouh ve diğerleri yaptıkları çalışmada [5], 32 titanyum implant kullanmışlardır. Çalışmada maksiller birinci premoları taklit eden implant destekli restorasyonlar bir CAD-CAM sistemi kullanılarak tasarlanmış, zirkonya ve lityum disilikat olmak üzere 2 materyalden frezelenerek üretilmiş ve 2 gruba ayrılmıştır (n=16). Her grup tasarıma göre 2 alt gruba ayrılmıştır (n=8). Bu gruplar, zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutment kronlar ile zirkonya ve lityum disilikat ile üretilen hibrit abutment üzerine simante edilen ayrı kronlardır. Her bir gruba, 120 N kuvvet ile çiğneme simülatöründe 1200000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Yaşlandırma işleminin ardından kırılma direnci testi uygulanmıştır. Kırılma direnci değerleri; hibrit abutment ve kronun ayrı üretildiği zirkonya restorasyonlar için ortalama 3730 N, zirkonya hibrit abutmentlar için ortalama 3400 N, hibrit abutment ve kronun ayrı üretildiği lityum disilikat için ortalama 1295 N, lityum disilikat hibrit abutment kron için ortalama 849 N olarak bulunmuştur. Zirkonya restorasyondaki başarısızlıklar sadece titanyum ara parçada görülmüştür. Lityum disilikat restorasyonlarda hem titanyum ara parçada hemde seramik üst yapıda başarısızlıklara rastlanmıştır. Bu durumun sebebinin zirkonyanın lityum disilikattan daha yüksek kırılma direnci ve kırılma tokluğuna sahip olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Zirkonya hibrit abutment krona ait 3 örnekte kırılma direnci değerleri 3500 N'u aşmıştır bu da kırılma direnci yüksek olan zirkonya materyalinin yükü en zayıf birleşen olan implant ara parça bağlantısına aktarması ile açıklanmıştır. Çalışmanın sonucuna göre üretim şeklinin ve üretim aşamasında yapılan işlemlerin kırılma direnci üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı fakat kullanılan materyal türünün kırılma direnci değerini etkilediği sonucuna varılmıştır [5]. Bu tez çalışmasında da örneklerdeki kırılma direnci farklılığının materyalin yapısından kaynaklanabileceği düşünüldü. Zirkonya materyali, lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerine göre göre daha yüksek kırılma direncine sahiptir [126]. Zirkonya materyali yüksek elastisite modülüne hibrit seramikler ise düşük elastisite modülüne sahiptir [117,127,128]. Klongbunjit ve

diğerlerinin yaptığı çalışmada [117], kırılma direncinin materyal türünden etkilenmediğini bildirilmiştir. Bu çalışma ile aradaki farklılığın Klongbunjit ve diğerlerinin yaptığı çalışmada [117], hibrit abutment kron kullanılmaması ve uygulanan yaşlandırma işleminin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bankoğlu Güngör ve diğerleri [42], termomekanik yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan farklı abutment/kron sistemlerindeki kırılma dirençlerini ve başarısızlık türlerini incelemişlerdir. Bu amaçla; lityum disilikat hibrit abutment kron, lityum disilikat hibrit abutment üzerine simante edilmiş lityum disilikat kron, lityum disilikat zirkonya hibrit abutmenta simante edilmiş kron, zirkonya hibrit abutmenta direkt veneer porselen uygulanmış kron ve prefabrike tam zirkonya abutment üzerine uygulanmış lityum disilikat kron olarak 5 abutment/kron sistemi kullanılmıştır. Grupların her biri kontrol (termomekanik yaşlandırma uygulanmamış) ve termomekanik yaşlandırma uygulanmış olarak 2 gruba ayrıldıktan sonra kırılma direnci testi uygulanmıştır. 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi 5°C ve 55°C termal döngü ile 100 N kuvvet altında uygulanmıştır. Termomekanik yaşlandırma işlemi boyunca ve kırılma direnci testi sonrasında meydana gelen başarısızlık türleri değerlendirilmiştir. Sonuçta termomekanik yaşlandırma işlemine bağlı olmadan kırılma direnci değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değerler sırasıyla, lityum disilikat zirkonya hibrit abutment üzerine simante edilmiş kron ve zirkonya hibrit abutmenta direkt veneer porselen uygulanan gruplarda gözlenmiştir. Restorasyon tipinden bağımsız olarak kırılma dirençleri karşılaştırıldığında, kontrol grubunda yaşlandırma işlemi uygulanan gruba göre anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci değeri gözlenmiştir. Zirkonya abutmentlardaki kırılma direncinin titanyum ara parça ile arttığı tespit edilmiştir. Termomekanik yaşlandırma işleminin, seramik abutment/kron sistemlerindeki kırılma direnci değerini azalttığı gözlenmiştir. Çalışmada en fazla gözlemlenen başarısızlığın abutment kırığı olduğu sonucuna varılmıştır. Sieper ve diğerleri [129], hibrit seramiklerin ve lityum disilikat molar kronların kırılma davranışını test etmiş ve lityum disilikat ile karşılaştırıldığında hibrit seramikler için önemli ölçüde daha düşük ortalama kırılma direnci değerleri bildirilmiştir. Rauch ve diğerleri [130], posterior bölgeye yapılan monolitik lityum disilikat kronları, 6 yıllık sürede klinik takip etmişlerdir. Çalışmada kontrol randevuları 6, 12, 24, 36, 48, 60 ve 72. aylarda yapılmıştır. Araştırmacılar sağ kalım başarısını %87,6 olarak bulmuşlardır. Bu bilgiler doğrultusunda araştırmacılar monolitik lityum disilikat seramiklerin posterior bölgede güvenli bir şekilde kullanılabileceğini ileri sürmüşlerdir. Yılmaz ve diğerleri [58], döngüsel yükleme uygulanmış ve uygulanmamış vida erişim deliklerine sahip farklı seramik CAD-CAM implant kron malzemelerinin yük-komplikasyon değerlerini 4 farklı CAD-CAM

seramik malzemesi (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik ve ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) kullanılarak karşılaştırmışlardır. Döngüsel yüklemeden sonra, kronlara dikey yük uygulanarak kronların hepsinde kırılmaya neden olan yük değerleri kaydedilmiş ve istatistik olarak incelenmiştir. Zirkonyanın kırılma direncinin diğer seramiklerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha yüksek olduğu bulunmuştur. Al-Akhali ve diğerleri [131], termomekanik siklus yaşlandırma işleminin ardından hibrit seramik restorasyonlar için ortalama kırılma direnci değerini 1321 N olarak vermişlerdir. Bulunan bu değer, bu tez çalışmasında bulunan kırılma direnci değerleri ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmada kırılma direnci deneyi sonrasında meydana gelen başarısızlıklar 1) restorasyon kırığı, 2) titanyum ara parça deformasyonu ve 3) titanyum ara parça kırığı olarak gruplandırıldı. Farklı materyal türlerinin, başarısızlık tipleri karşılaştırıldı. Yazigi ve diğerleri [37], zirkonya materyali ile üretilen implant destekli restorasyonlarda gelen kuvvetin restorasyondan çok implant parçalarına iletildiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, kırılma direnci deneyi sonrasında zirkonya grubunda 1 örnekte restorasyon kırığı, 7 örnekte titanyum ara parça deformasyonu ve 2 örnekte ise titanyum ara parça kırığı görüldü. Bu tez çalışmasında da lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerinin tamamında restorasyon kırığı görülürken titanyum ara parça deformasyonu ve titanyum ara parça kırığı görülmedi. Pitta ve diğerleri yaptıkları çalışmada [75], termomekanik yaşlandırma işleminin ardından titanyum ara parçalara simante edilen hibrit abutment kronlar veya kişisel titanyum abutmentlara simante edilen farklı tam seramik monolitik restorasyonların sağ kalım oranlarını, komplikasyon oranlarını ve eğilme momentlerinin metal destekli porselen kronlarla karşılaştırmışlardır. Bu amaçla 60 konik bağlantı implantı (4,3 mm çapında) 5 gruba ayrılmıştır (n = 12). Bunlar altın abutment kullanılarak hazırlanan metal destekli porselen kron, kişisel titanyum abutmenta bağlı lityum disilikat kron, titanyum ara parçaya bağlı lityum disilikat abutment kron, titanyum ara parçaya bağlı zirkonya abutment kron, titanyum ara parçaya bağlı polimer infiltre seramik ağ abutment krondur. Eş zamanlı termal döngü (5°-55°C) ve çiğneme simülasyonu (1200000 siklus, 49 N, 1,67 Hz) uygulanmıştır. Restorasyonlar ışık mikroskobunda değerlendirilerek sağ kalım ve komplikasyon oranları hesaplanmıştır. Termomekanik yaşlandırma işlemi sonrası sağ kalım oranları kişisel titanyum abutmenta bağlı lityum disilikat kronlarda %100, altın abutment kullanılarak hazırlanan metal destekli porselen kronda %91,7, titanyum ara parçaya bağlı zirkonya abutment kronlarda %66,7 ve titanyum ara parçaya bağlı polimer infiltre seramik ağ

abutment kronlarda %58,3 olarak bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi sonrasında örneklere kırılma direnci testi uygulanmıştır. Altın abutment kullanılarak hazırlanan metal destekli porselen kron ve titanyum ara parçaya bağlı zirkonya abutment kron gruplarındaki başarısızlıklar esas olarak abutment kırıkları iken, titanyum ara parçaya bağlı polimer infiltre seramik ağ abutment kron grubunda ise sadece kron kırıkları görülmüştür. Titanyum ara parçaya bağlı polimer infiltre seramik ağ abutment kron grubu dışındaki tüm gruplarda implant deformasyonu gözlemlenmiştir. Düşük elastisite modülüne sahip materyaller gelen kuvvetleri üzerine alarak stres emici olarak görev yapmaktadır. Yüksek elastisite modülüne sahip materyallerde gelen kuvvet materyale zarar vermeden diğer parçalara aktarılmaktadır [117]. Daha yüksek elastisite modüllü restorasyonlar, abutmentlara daha fazla yük aktarmaktadır [132]. Zirkonya materyalinin elastisik modülü ve bükülme dayanımı lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerinden daha yüksektir [94]. Zirkonya materyalinin elastisite modülü (210 GPa)'dır [117]. Böylece zirkonya daha az şok emici özelliğe sahiptir. Zirkonya materyali daha yüksek kırılma direnci değerlerine sahiptir ve gelen kuvveti kendi üzerine almak yerine daha güçsüz olan abutment implant birleşimine ileterek bu bölgelerde başarısızlığa sebep olmaktadır. Zhang ve diğerleri çalışmalarında [126] , monolitik zirkonya seramiklerin, cam infiltre zirkonya, lityum disilikat ve tabakalanmış porselenlere göre daha yüksek kırılma ve bükülme direncine sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Kok ve diğerleri yaptıkları çalışmada [133], monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direnci (1235 MPa), basma dayanımı ve elastik modülü değerlerinin, lityum disilikat seramikler ve kompozit rezinlere göre daha üstün olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Hibrit seramik materyali 13-30 GPa arası değerlerde lityum disilikat materyali 95 GPa değerinde elastik modüle sahiptir [127,128,134]. Bu çalışmada, lityum disilikat ve hibrit seramik restorasyonların tamamında restorasyon kırığı görüldü. Bu durumun sebebi, lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerinin elastik modüllerinin ve kırılma dirençlerinin zirkonyaya göre daha düşük olmasıdır. Zirkonya örneklerin sadece birinde restorasyon kırığı gözlemlendi. Zirkonyanın gelen yükleri titanyum ara parçaya ileterek abutment deformasyonlarına ve kırığına sebep olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları vardır. Piyasada hibrit abutment kron üretimi için üretilen delikli blok sayısının az olması sebebiyle 3 materyal kullanılarak çalışma tamamlandı. Daha sonraki çalışmalarda daha çok implant çeşidi ve piyasaya sürülmüş farklı hibrit abutment üretimine uygun delikli blok varlığı durumunda çeşitliliğin arttırılması ile yeni geliştirilen materyallerin de çalışmalara dahil edilmesi önerilmektedir. Bu çalışmada uygulanan

termomekanik siklus işlemi sonunda materyaller arasında vida gevşemesi yönünden bir farklılık gözlemlenmedi fakat termomekanik siklus miktarı arttırıldığında materyaller arasında vida gevşemesi yönünden farklılıklar gözlemlenebileceği düşünülmektedir. Bu sebeple daha sonraki çalışmalarda, daha yüksek termomekanik siklus uygulanarak materyallerin vida gevşemesi değerleri yönünden karşılaştırılması önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı hibrit abutment kron restorasyonlarında termomekanik yaşlandırma sonrası vida gevşemesinin ve kırılma direncinin karşılaştırılması amacı ile yapılan bu çalışma sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

- Çalışmada kullanılan materyal tipi (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik), vida gevşemesini etkilememektedir.
- Çalışmada termomekanik yaşlandırma işleminin vida gevşemesi değerini etkilediği sonucuna varıldı. Termomekanik yaşlandırma öncesi (başlangıç) ölçülen vida gevşemesi değerlerinin ortalaması en yüksek (27,44 ±0,72 Ncm), 500000 siklus termomekanik yaşlandırma işlemi sonrasında ölçülen vida gevşemesi değerlerinin ortalaması ise en düşük (23,41 ±1,44 Ncm) bulundu. Hibrit abutment kron restorasyonlarda vida gevşemesinin yıllık olarak kontrol edilmesi ve yeniden sıkma işleminin yapılması önerilmektedir.
- Çalışmada kullanılan materyal (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik) gruplarına ait vida gevşemesi tork kayıp oranı değerleri termomekanik yaşlandırma öncesinde en düşük ve 500000 siklus termomekanik yaşlandırma sonrasında en yüksek bulundu.
- Çalışmada kullanılan materyal (zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik) gruplarına ait kırılma dirençleri karşılaşırıldığında en yüksek değer zirkonyada bulundu (2968,66 ±542,28 N). En düşük kırılma direnci değeri ise hibrit seramik materyaline aittir (1079,50 ±380,25 N). Bu çalışmada kullanılan her üç materyalin kırılma direnci değerlerinin posterior bölgedeki dişlere gelen çiğneme kuvvetlerine dayanabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle her üç materyal de posterior dişlerde hibrit abutment kron restorasyonu üretimi için önerilebilir.
- Kırılma direnci deneyi sonrasında zirkonya grubunda 1 örnekte restorasyon kırığı, 7 örnekte titanyum ara parça deformasyonu ve 2 örnekte ise titanyum ara parça kırığı görüldü. Lityum disilikat ve hibrit seramik materyallerinin tamamında restorasyon kırığı görülürken titanyum ara parçada deformasyon ve titanyum ara parça kırığı görülmedi.

KAYNAKLAR

1. Misch, C. E. (2005). *Dental implant prosthetics.* St. Louis: Elsevier Mosby, 211-223.

2. Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P., and Gallucci, G. O. (2012). Success criteria in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(3), 242-248.

3. Borges, T., Lima, T., Carvalho, Á., Dourado, C., and Carvalho, V. (2014). The influence of customized abutments and custom metal abutments on the presence of the interproximal papilla at implants inserted in single-unit gaps: A 1-year prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(11), 1222-1227.

4. Karataşlı, B., Bultan, Ö., ve Özer, Y. (2015). Dental CAD-CAM materyalleri. *Türkiye Klinkleri Journal Prosthodont-Special Topics*, 1(1), 1-7.

5. Nouh, I., Kern, M., Sabet, A. E., Aboelfadl, A. K., Hamdy, A. M., and Chaar, M. S. (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*, 30(1), 90-98.

6. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., and Kern, M. (2017). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, 29(1), 1-8.

7. Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayr, M., and Güth, J. F. (2019). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence International*, 50(4), 260-269.

8. Howe, M. S., Keys, W., and Richards, D. (2019). Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. (2019). *Journal of Dentistry*, 84, 9-21.

9. Buser, D., Sennerby, L., and De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*, 73(1), 7-21.

10. Tunçdemir, A.R., ve Özcan, E. (2011). İmplant destekli sabit ve hareketli protetik restorasyonlar. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Dergisi*, 2(6), 1-10.

11. Cárdenas, R., Sánchez, D., Euán, R., and Flores, A. M. (2020). Effect of fatigue loading and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(6), 875-881.

12. Coray, R., Zeltner, M., and Özcan, M. (2016). Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 62, 333-346.

13. Göçoğlu, E. Ş., ve Turkaslan, S. (2022). İki farklı implant-dayanak bağlantısına sahip implantüstü protezlerin başarısının değerlendirilmesi: retrospektif çalışma. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 13(1), 131-139.

14. Karademir, B., ve Koçak-Büyükdere, A. (2021). İmplant destekli hareketli protezler. *Dental and Medical Journal*, 3(1), 1-22.

15. Sarıyıldız B. (2020). *İmplant üstü sabit ve hareketli protezlerde tedavi planlaması.* Bitirme Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, 1-56.

16. Öztürk, G., Dündar Çömlekoğlu, M., Çömlekoğlu, E., ve Sonugelen, M. (2013). İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu mekanizmaların klinik başarıya etkisi: Derleme. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(1), 11-16.

17. Durkan, R., Deste, G., ve Oyar, P. (2019). Tam-ark implant-destekli monolitik zirkonya sabit dental protezler: Literatür derlemesi. *Journal of Dental Faculity of Atatürk University*, 29(1), 160-167.

18. Güngör Erdoğan, H., ve Yiğit, E. (2021). İmplant destekli protezlerde vida gevşemesi. *Journal of Dental Faculity of Atatürk University*, 31(1), 138-146.

19. İnal, C. B., Karaoğlu, Ö., Bankoğlu Güngör, M., ve Karakoca Nemli, S. (2022). Anterior implant destekli sabit protezlerde yumuşak doku konturunun oluşturulması: 4 Vaka sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 55-64.

20. Al-Zordk, W., Elmisery, A., and Ghazy, M. (2020). Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *International Journal of Implant Dentistry*, 24(6), 1-7.

21. Choi, J. W., Lee, J. J., Bae, E. B., and Huh, J. B. (2019). Implant-supported fixed dental prosthesis with a microlocking implant prosthetic system: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 15-19.

22. Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., and Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-151.

23. Shah, K. C., Seo, Y. R., and Wu, B. M. (2017). Clinical application of a shape memory implant abutment system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 8-12.

24. Massad, J., Wicks, R., Ahuja, S., and Cagna, D. R. (2018). A prosthesis retention system for full-arch, fixed, ımplant-supported prosthesis. *American Collage of Prosthodontics*, 28(4), 1-5.

25. Hameed, M. H., Khan, F. R., Ghafoor, R., and Azam, S. I. (2018). Marginal bone loss around cement and screw-retained fixed implant prosthesis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(10), 949-954.

26. Lamperti, S. T., Wolleb, K., Hämmerle, C. H., Jung, R. E., Hüsler, J., and Thoma, D. S. (2022). Cemented versus screw-retained zirconia-based single-implant restorations: 5-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 33(4), 353-361.

27. Wittneben, J. G., Millen, C., and Brägger, U. (2014). Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions-a systematic review. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 29, 84-98.

28. Wolfart, S., Rittich, A., Gross, K., Hartkamp, O., Stück, A., Raith, S., and Reich, S. (2021). Cemented versus screw-retained posterior implant-supported single crowns: A 24-month randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 32(12), 1484-1495.

29. Gültekin, P., ve Turp, V. (2015). Kişiye özel dayanaklar. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 1(1), 69-76.

30. Totou, D., Naka, O., Mehta, S. B., and Banerji, S. (2021). Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 1-17.

31. Zarauz, C., Pitta, J., Pjetursson, B., Zwahlen, M., Pradies, G., and Sailer, I. (2021). Esthetic outcomes of ımplant-supported single crowns related to abutment type and imaterial: A systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(2), 229-249.

32. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Bağkur, M., ve Kocacıklı, M. (2019). Termomekanik yaşlandırmanın farklı seramik abutmentlara sahip implantların stabilitesine etkisi. *Journal of Dental Faculity of Atatürk University*, 29(1), 80-88.

33. Zandinejad, A., Methani, M. M., Schneiderman, E. D., Revilla-León, M., and Morton, D. (2019). Fracture resistance of additively manufactured zirconia crowns when cemented to implant supported zirconia abutments: an in vitro study. *American Collage of Prosthodontics*, 28(8), 893-897.

34. Pitta, J., Zarauz, C., Pjetursson, B., Sailer, I., Liu, X., and Pradies, G. (2020). A systematic review and meta-analysis of the influence of abutment material on peri-implant soft tissue color measured using spectrophotometry. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(1), 39-47.

35. Kurbad, A., and Kurbad, S. (2013). CAD/CAM-based implant abutments. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16(2), 125-141.

36. Joda, T., Ferrari, M., Gallucci, G. O., Wittneben, J. G., and Brägger, U. (2017). Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontology 2000*, 73(1), 178-192.

37. Yazigi, C., Kern, M., Chaar, M. S., Libecki, W., and Elsayed, A. (2020). The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111.

38. Zirak, M., Vojdani, M., Khaledi, A. A. R., and Farzin, M. (2019). Tensile bond strength of three custom-made tooth-colored implant superstructures to titanium inserts. *Journal of Dentistry. Shiraz University of Medical Sciences*, 20(2), 131-136.

39. Roberts, E. E., Bailey, C. W., Ashcraft-Olmscheid, D. L., and Vandewalle, K. S. (2018). Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations. *American Collage of Prosthodontics*, 27(7), 644-650.

40. Honda, J., Komine, F., Kamio, S., Taguchi, K., Blatz, M. B., and Matsumura, H. (2017). Fracture resistance of implant-supported screw-retained zirconia-based molar restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 28(9), 1-8.

41. Wittneben, J. G., Gavric, J., Belser, U. C., Bornstein, M. M., Joda, T., Chappuis, V., Sailer, I., and Brägger, U. (2017). Esthetic and clinical performance of implant-supported all-ceramic crowns made with prefabricated or CAD/CAM zirconia abutments: a randomized, multicenter clinical trial. *Journal of Dental Research*, 96(2), 1-8.

42. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Yılmaz, H., and Aydın, C. (2019). Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *European Oral Research*, 53(2), 80-87.

43. Salgıncı, İ. (2019). *Farklı açıda üç farklı estetik dayanak materyalinin CAD/CAM sistemi ile üretilen kronlara bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.* Uzmanlık Tezi, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Malatya, 1-89.

44. Reich, S. (2015). Tooth-colores CAD/CAM monolithic restoraitons. *International Journal of Computerized Dentistry,* 18(2), 131-146.

45. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236-261.

46. Alsahhaf, A., Spies, B. C., Vach, K., and Kohal, R. J. (2017). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, 224-232.

47. Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolin, V., Turco, G., and Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology*, 10(11), 1170.

48. Maunula, H., Hjerppe, J., Lassila, L. L., and Närhi, T. O. (2017). Optical properties and failure load of thin CAD/CAM ceramic veneers. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 25(2), 86-92.

49. Mostafavi, A. S., Mojtahedi, H., and Javanmard, A. (2021). Hybrid implant abutments: a literature review. *European Journal of General Dentistry*, 10(2), 106-115.

50. Imani-Emadi, M. M. (2019). *Effect of increased implant crown height on fracture strength of IPS-e. max CAD hybrid abutment crown: An in vitro Study*. Master of Science, Nova Southeastern University, Florida.

51. Pitta, J., Hicklin, S. P., Fehmer, V., Boldt, J., Gierthmuehlen, P. C., and Sailer, I. (2019). Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 34(5), 1091-1097.

52. Zimmermann, M., Mehl, A., and Reich, S. (2013). New CAD/CAM Materials and blocks for chairside procedures. *The International Journal of Computerized Dentistry*, 16, 173-181.

53. Ioannidis, A., Gil, A., Hämmerle, C. H., Jung, R. E., Zinelis, and S., Eliades, G.(2020). Effect of thermomechanical loading on the cementation ınterface of ımplant-supported CAD/CAM crowns luted to titanium abutments. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(6), 656-662.

54. Gomes, R. S., Mathias, C., Souza, C., Bergamo, E. T. P., Bordin, D., and Del Bel Cury, A. A. (2017). Misfit and fracture load of ımplant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of Applied Oral Science*, 25(3), 282-289.

55. Springall, G. A., and Yin, L. (2019). Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92, 58-70.

56. Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., and Sorrentino, R. (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry*, 109, 1-32.

57. Sorrentino, R., Ruggiero, G., Di Mauro, M. I., Breschi, L., Leuci, S., and Zarone, F. (2021). Optical behaviors, surface treatment, adhesion, and clinical indications of zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS): A narrative review. *Journal of Dentistry*, 112.

58. Yılmaz, B., Alsaery, A., Bowen, L., Abou-Ayash, S., and Seghi, R. (2021). Influence of cyclic loading on load-to-failure of different ceramic CAD-CAM implant-supported single crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 1-21.

59. Cengiz, S., Ordu, Ü. (2015). Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerinin güncel materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 9-12.

60. Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M., and Dobrzyński, M. (2021). Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry-Application, mechanical characteristics and comparison. *Materials*, 14(7), 1592.

61. Strub, J. R., Rekow, E. D., and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.

62. Büyükdere, A., ve Yenice, N. (2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal*, 2(1), 1-15.

63. Elrifaie, N., Elbasty, R., and Naguib, A. (2020). Pink and white esthetic scores of polymer-infiltrated-ceramic-network and lithium disilicate implant hybrid abutment crowns: Randomized clinical trial. *Egyptian Dental Journal*, 66, 2451-2458.

64. Jovanović, M., Živić, M., and Milosavljević, M. (2021). A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(2), 137-147.

65. Wimmer, T., Huffmann, A. M. S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., and Stawarczyk, B. (2016). Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32(6), 127-136.

66. Demir Sevinç, E. H., İnal, C. B., ve Aydın, C. (2021). Protetik diş hekimliğinde polietereterketon materyalinin yeri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(2), 176-183.

67. Barbosa-Júnior, S. A., Rocha Pereira, G. K., Serafini Dapieve, K., Soares Machado, P., Felipe Valandro, L., Schuh, C., and Bacchi, A. (2020). Mechanical fatigue analysis of PEEK as alternative to zirconia for definitive hybrid abutments supporting all-ceramic crowns. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 35(6), 1209-1217.

68. Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., and Pollington, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258-263.

69. Rosentritt, M., Raab, P., Hahnel, S., Stöckle, M., and Preis, V. (2017). In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Journal of Dentistry*, 21(8), 2581-2587.

70. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., and Kern, M. (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 499-506.

71. Vahey, B. R., Sordi, M. B., Stanley, K., Magini, R. S., Novaes de Oliveira, A. P., Fredel, M. C., and Souza, J. C. (2018). Mechanical integrity of cement-and screw-retained zirconium-lithium silicate glass-ceramic crowns to Morse taper implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(5), 721-731.

72. Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry-a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 1-11.

73. Guilherme, N. M., Chung, K. H., Flinn, B. D., Zheng, C., and Raigrodski, A. J. (2016). Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 206-213.

74. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Walsh, L., and George, R. (2018). Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(4), 1-8.

75. Pitta, J., Hjerppe, J., Burkhardt, F., Fehmer, V., Mojon, P., and Sailer, I. (2021). Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment-crowns supported by titanium bases: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 32(2), 222-232.

76. Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M., and Pjetursson, B. E. (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology 2000*, 88(1), 130-144.

77. Jung, R.E., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., and D.S. Thoma. (2012). Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6), 2-21.

78. Cho, W. R., Huh, Y. H., Park, C. J., and Cho, L. R. (2015). Effect of cyclic loading and retightening on reverse torque value in external and internal implants. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 288-293.

79. Lee, J. H., and Cha, H. S. (2018). Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(6), 415-421.

80. Dierens, M., De Bruyn, H., Kisch, J., Nilner, K., Cosyn, J., and Vandeweghe, S. (2014). Prosthetic survival and complication rate of single implant treatment in the periodontally healthy patient after 16 to 22 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(1), 117-128.

81. Yousry El-Sheikh, M. A., Nasr Mostafa, T. M., and El-Sheikh, M. M. (2018). Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *International Journal of Implant Dentistry*, 4(1), 1-12.

82. Siadat, H., Pirmoazen, S., Beyabanaki, E., and Alikhasi, M. (2015). Does abutment collar length affect abutment screw loosening after cyclic loading?. *Journal of Oral Implantology*, 41(S1), 346-351.

83. Nasr Attiah, E. M., AlGendy, A. A., and Nasr Mostafa, T. M. (2020). Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (In-vitro study). *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1), 1-12.

84. Sammour, S. R., El-Sheikh, M. M., and El-Gendy, A. A. (2019). Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dental Materials*, 35(11), 265-271.

85. Alonso-Pérez, R., Bartolomé, J. F., Ferreiroa, A., Salido, M. P., and Pradíes, G. (2018). Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behaviour and screw loosening. *Clinical Oral Implants Research*, 29(12), 1230-1238.

86. Bacchi, A., Regalin, A., Brillhante Bhering, C. L., Alessandretti, R., and Spazzin, A. O. (2015). Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(5), 375-379.

87. Siadat, H., Najafi, H., Alikhasi, M., Falahi, B., Beyabanaki, E., and Zayeri, F. (2018). Effect of lateral oblique cyclic loading on microleakage and screw loosening of implants with different connections. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 12(3), 183-189.

88. Nokar, S., Hajimiragha, H., Sadighpour, L., and Mostafavi, A. S. (2020). Evaluation of reverse torque values and failure loads of three different abutment designs with internal connections. *Dental Research Journal*, 17(6), 439-446.

89. Raoofi, S., Khademi, M., Amid, R., Kadkhodazadeh, M., and Movahhedi, M. R. (2013). Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: A finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects, 7*(3), 132-139.

90. Polat, S., Tokar, E., ve Uzun, Ö. (2016). İmplant abutment vida kırıklarının dental operasyon mikroskobu kullanılarak çıkartılması: Teknik tanıtım. *Journal of Faculity of Atatürk University*, 26(3), 478-481.

91. Ramoğlu, S, Ozan, O., Kurtulmus Yılmaz, S., Hamis, A. O., Aktore, H. (2015). Abutment kırığı vakalarına alternatif bir tedavi yöntemi: olgu raporu. *Balıkesir Health Sciences Journal*, 4(1), 46-50.

92. Cabrera, J. E., Belles, D. M., Sauceda, R. A., Arriaga, D. M., and Ontiveros, J. C. (2022). Fracture resistance of cement-retained and screw-cement-retained milled posterior crowns with screw-access hole preparations before and after firing: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(5), 768-774.

93. Balcı, B. (2015). *Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi.* Yüksek Lisans Tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1-63.

94. Ağar, B. (2018). *Farklı marka ve kalınlıktaki monolitik zirkonya materyalleri kullanılarak üretilmiş inley destekli köprülerin kırılma direncinin in vitro olarak incelenmesi.* Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 1-52.

95. Chrcanovic, B. R., Kisch, J., and Larsson, C. (2019). Retrospective clinical evaluation of implant-supported single crowns: Mean follow-up of 15 years. *Clinical Oral Implants Research*, 30(7), 691-701.

96. Ongun, S., Kurtulmus-Yilmaz, S., Meriç, G., and Ulusoy, M. (2018). A comparative study on the mechanical properties of a polymer-infiltrated ceramic-network material used for the fabrication of hybrid abutment. *Materials*, 11(9), 1681.

97. Ok, U. (2017). *Braket altında oluşan mikrosızıntının dört farklı bonding tekniğinde termal siklus ve çiğneme similatörü yöntemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1-67.

98. Krämer, N., Rudolph, H., Garcia-Godoy, F., and Frankenberger, R. (2012). Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality and wear of primary molar crowns. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 13(4), 185-190.

99. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.

100. Güleç, C. (2017). *CAD/CAM restorasyonların termomekanik yaşlandırılmasının kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi.* Uzmanlık Tezi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Tokat, 1-109.

101. Diken Türksayar A. A. (2019). *Estetik zirkonyum, polietereterketon ve polieterketonketon implant dayanakları üzerine yapılan lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik cam seramik kronların yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dayanımlarının ve kırılma tiplerinin in vitro değerlendirilmesi.* Uzmanlık Tezi, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kırıkkale, 1-118.

102. Sezgin, E. (2020). *İki farklı materyal ile hazırlanan endokron restorasyonların basma dayanımı dirençlerinin karşılaştırılması.* Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diyarbakır, 1-104.

103. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2012). *Phillip' science of dental materials*. 12th Edition. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 62-66.

104. Yeşil Duymuş, Z., ve Özdoğan, A. (2016). Dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan bükülme dayanımı testleri. *Journal of Dental Faculity of Atatürk University*, 28(4), 625-628.

105. Zortuk, M., Eskimez, Ş., Özdemir, E., ve Agüloğlu, S. (2009). Yorulma testinin, üç farklı tam seramik yapım sistemi vertikal kırılma direnci üzerine etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 12(1), 16-21.

106. Kim, E. S., and Shin, S. Y. (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(1), 21-28.

107. Bidra, A. S., and Rungruanganunt, P. (2013). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(3), 159-176.

108. Bağrıvatan, G. N., Çelik, M., Çilingir, A., ve Bayraktar, G. (2015). Estetik implant dayanaklar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,* 36(2), 60-66.

109. Ferrari, M., Tricarico, M. G., Cagidiaco, M. C., Vichi, A., Gherlone, E. F., Zarone, F., and Sorrentino, R. (2016). 3-Year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(6), 1134-1141.

110. Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayr, M., and Güth, J. F. (2019). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. *Quintessence International*, 50(3), 176-184.

111. Maximilian Patzelt, S. B., Krügel, M., Wesemann, C., Pieralli, S., Nold, J., Spies, B. C., and Kohal, R. J. (2022). In vitro time efficiency, fit, and wear of conventionally- versus digitally-fabricated occlusal splints. *Materials*, 15(3), 1085.

112. Lutz, A. M., Hampe, R., Roos, M., Lümkemann, N., Eichberger, M., and Stawarczyk, B. (2019). Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 166-172.

113. Tomonari, H., Kwon, S., Kuninori, T., and Miyawaki, S. (2017). Differences between the chewing and non-chewing sides of the mandibular first molars and condyles in the closing phase during chewing in normal subjects. *Archives of Oral Biology*, 81, 198-205.

114. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S. (2018). The effect of resin cement type and thermomechanical aging on the retentive strength of custom zirconia abutments bonded to titanium inserts. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 33(3), 523-529.

115. Huang, Y., and Wang, J. (2019). Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(4), 338-345.

116. Albayrak, H. (2015). *Dental implant dayanak preparasyonunun, dayanak vidasının geri çıkartma torkuna olan etkisi: İn-vitro çalışma.* Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 1-139.

117. Klongbunjit, D., Aunmeungtong, W., and Khongkhunthian, P. (2021). Implant-abutment screw removal torque values between customized titanium abutment, straight titanium abutment, and hybrid zirconia abutment after a million cyclic loading: an in vitro comparative study. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 1-9.

118. Paek, J., Woo, Y. H., Kim, H. S., Pae, A., Noh, K., Lee, H., and Kwon, K. R. (2016). Comparative analysis of screw loosening with prefabricated abutments and customized CAD/CAM abutments. *Implant Dentistry*, 25(6), 770-774.

119. Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652-661.

120. Kermanshah, H., Motevasselian, F., Kakhaki, S. A., and Özcan, M. (2020). Effect of ceramic material type on the fracture load of inlay-retained and full-coverage fixed dental prostheses. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 7(1), 62-70.

121. Bulut, A. C., ve Sağlam Atsü, S. (2016). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandirma işlemleri ve çiğneme simülatörleri. *Journal of Dental Faculty of Atatürk University*, 26(1), 180-186.

122. Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., and Finer, Y. (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 370-377.

123. Kim, S. H., Yeo, M. Y., Choi, S. Y., and Park, E. J. (2022). Fracture resistance of monolithic zirconia crowns depending on different marginal thicknesses. *Materials*, 15(14), 4861.

124. Kantaci, Y. (2018). *Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı implant çapı, sayısı ve üst yapı kalınlıkları varyasyonlarının implant ve çevre dokularında oluşturduğu stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi.* Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Diyarbakır.

125. Batmaz, S. G., Dündar, A., Barutçugil, Ç., Yıldız, B. (2021). Bulk fill kompozit rezinlerin iki farklı tabaka kalınlığında ve ışık gücünde polimerize edilmesinin kompozitin basma dayanımına etkisi. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(1), 38-44.

126. Zhang, Y., Lee, J. J. W., Srikanth, R., and Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.

127. Turan, C. (2020). *CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramik blok materyaller*. Bitirme Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, 1-24.

128. Koştur, E. (2016). *Farklı kalınlıklardaki CAD/CAM zirkonya, hibrit seramik ve rezin nano-seramik onleylerin kırılma dayanıklılıklarının in-vitro olarak karşılaştırılması.* Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1-66.

129. Sieper, K., Wille, S., and Kern, M. (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 74, 342-348.

130. Rauch, A., Reich, S., and Schierz, O. (2017). Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clinical Oral Investigations*, 21(6), 2083-2089.

131. Al-Akhali, M., Chaar, M. S., Elsayed, A., Samran, A., and Kern, M. (2017). Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 74, 245-250.

132. Rosentritt, M., Schneider-Feyrer, S., Behr, M., and Preis, V. (2018). In vitro shock absorption tests on implant-supported crowns: influence of crown materials and luting agents. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 33(1), 116-122.

133. Kok, P., Kleverlaan, C. J., de Jager, N., Kuijs, R., and Feilzer, A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 59-66.

134. Ceren, N., Turp, V., Emir, F., Akgüngör, G., Ayyıldız, S., and Şen, D. (2016). Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*, 2(3), 55-61.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KARAOĞLU, Öykü

Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Gaziantep Merkez Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2019-2022	Gazi Üniversitesi	Doktora Öğrencisi

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

1. İnal, C. B., Karaoğlu, Ö., Bankoğlu Güngör, M., ve Karakoca Nemli, S. (2022). Anterior implant destekli sabit protezlerde yumuşak doku konturunun oluşturulması: 4 Vaka Sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi,* 11(1), 55-64.

2. Karaoğlu, Ö., Karakoca Nemli, S., Bankoğlu Güngör, M. (2022). Hibrit dayanaklar/hibrit dayanak kronlar. *Selçuk Dental Journal,* 9(2), 641-651.

Kongre Tebliğleri

1. Karaoğlu, Ö., Bankoğlu Güngör, M., ve Karakoca Nemli, S. (2020). *Maksiller Santral Diş Eksikliğinin Diş Eti Şekillendirmesi Yapılarak İmplant Destekli Restorasyonlar ile Tedavisi: 2 Olgu Sunumu.* Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Türkiye (Poster Sunumu).



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...