
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

FARKLI İMPLANT DAYANAKLARI İLE DESTEKLENEN TAM SERAMİK KRONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Rumeysa YILDIRIM

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

NİSAN 2026

FARKLI İMPLANT DAYANAKLARI İLE DESTEKLENEN TAM SERAMİK KRONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

(Uzmanlık tezi)

Rumeysa YILDIRIM

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Nisan 2026

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, multi-unit, Ti-base ve multi-unit üzerine yerleştirilen titanyum koping dayanaklar üzerine vidalanan monolitik zirkonya ve lityum disilikat kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Çalışmada 66 adet dental implant, kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin içerisine gömüldü. Üç farklı dayanak tipi kullanıldı: Ti-base, multi-unit ve multi-unit üzerine yerleştirilen titanyum koping dayanaklar (n=22/grup). Örnekler, kullanılan restoratif materyale göre monolitik zirkonya ve lityum disilikat olmak üzere iki alt gruba ayrıldı (n=11/grup). Tüm kronlar vidalı olarak sabitlendi ve vidalar üretici firmanın önerdiği tork değerlerine göre sıkıldı. Örnekler, distile su içerisinde, 2 Hz frekansta 50 N yük altında 100 000 döngü mekanik yüklemeye ve 5 °C–55 °C arasında 5 000 döngü termal siklusa tabi tutuldu. Termomekanik yaşlandırma sonrasında maksimum kırılma yükü üniversal test cihazı ile ölçüldü ve kırık paternleri stereomikroskop altında incelendi. Elde edilen veriler ANOVA ve Tukey post-hoc testleri ile analiz edildi. Sonuçlara göre, dayanak tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Ayrıca, kron materyalleri arasında da anlamlı farklılık saptandı ve zirkonya gruplarının lityum disilikat gruplarına kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirlendi ($p < 0,05$). Bunun yanı sıra, tüm gruplarda kırıkların kron materyali içerisinde koheziv karakterde olduğu, dayanak veya vida bileşenlerinde herhangi bir hasar oluşmadığı gözlendi. Sonuç olarak, dayanak tipi ve restoratif materyalin kronların mekanik davranışını etkilediği; monolitik zirkonya kronların lityum disilikat kronlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca, dayanak tasarımındaki farklılıklar restorasyonların yapısal bütünlüğünü etkilemiş olup, bu durum klinik karar verme sürecinde uygun komponent seçiminin önemini ortaya koymuştur.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Dayanak, dental implant, kırılma dayanımı, monolitik restorasyon
Sayfa Adedi : 68
Danışman : Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

COMPARISON OF FRACTURE RESISTANCE OF ALL CERAMIC CROWNS SUPPORTED BY DIFFERENT ABUTMENT TYPES

(Speciality Thesis)

Rumeysa YILDIRIM

GAZİ UNİVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

April 2026

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the fracture resistance of monolithic zirconia and lithium disilicate crowns screw-retained on multi-unit abutments, Ti-base abutments, and titanium copings placed on multi-unit abutments. In this study, 66 dental implants were embedded in auto-polymerizing acrylic resin. Three different types of abutments were used: Ti-base, multi-unit, and titanium coping abutments on multi-unit bases (n=22/group). The specimens were sub grouped according to two different restorative materials: monolithic zirconia and lithium disilicate (n=11/group). All of the crowns were screw retained and the screws were tightened to the manufacturer's recommended tightening values. The specimens were subjected to cyclic loading of 50 N at 2 Hz for 100 000 cycles in distilled water and thermocycling between 5 °C and 55 °C for 5 000 cycles. Then, maximum fracture load was measured using a universal testing machine, and fracture patterns were examined under a stereomicroscope. Data were analyzed with ANOVA and Tukey's post-hoc test. According to the results, there was a statistically significant difference between the types of abutments ($p < 0,05$). Additionally, significant differences were detected between the types of crown materials, with zirconia showing higher values than lithium disilicate ($p < 0,05$). Besides, all failures occurred as cohesive fractures within the crown material, no abutment or screw damage was observed. In conclusion, the abutment type and material affected crown mechanical behavior, with monolithic zirconia showing higher fracture resistance than lithium disilicate crowns. Furthermore, differences in abutment design affected the structural integrity of the restorations, underlining the importance of component selection in clinical decision-making.

Science Code : 1050
Key Words : Abutment, dental implant, fracture resistance, monolithic restoration.
Page Number : 68
Supervisor : Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecim boyunca bilgi birikimi, tecrübesi ve yol gösterici yaklaşımıyla bana rehberlik eden, her aşamada desteğini hissettiren ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum danışman hocam sayın Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ'a,

Eğitimim süresince mesleki ve akademik gelişimime katkı sağlayan, değerli görüş ve destekleriyle bana katkıda bulunan başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm kıymetli öğretim üyelerine ve tez jürimde yer alan saygıdeğer hocalarıma,

Hayatım boyunca yanımda olup emekleri, sevgileri ve fedakârlıklarıyla bugünlere gelmemi sağlayan canım anneme ve babama; zor anlarımda bana güç veren, varlığıyla her zaman güvende hissettiren sevgili ablam Lütfiye KAHRAMAN'a ve her daim desteğini hissettiğim kıymetli kardeşim Enes YILDIRIM'a,

Bu süreç boyunca birlikte emek verdiğimiz, zor anları daha kolay, güzel anları daha anlamlı kılan değerli arkadaşlarım Gülşah KAYA, Melike ÖZBAYKAL ve Elif KILIÇ KİTİZ'e,

TDH-2023-8993 proje koduyla BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iii

ABSTRACT iv

TEŞEKKÜR v

ÇİZELGELERİN LİSTESİ viii

ŞEKİLLERİN LİSTESİ ix

RESİMLERİN LİSTESİ x

SİMGELER VE KISALTMALAR xi

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental İmplantoloji 3

2.2. Dental İmplantların Bileşenleri 3

2.2.1. İmplant 3

2.2.2. Dayanak 3

2.2.3. Kron 4

2.3. Dayanakların Sınıflandırılması 4

2.3.1 Bağlantı tipine göre sınıflandırma 4

2.3.2 Kullanım amacına göre sınıflandırma 6

2.3.3. Tutuculuk tipine göre sınıflandırma 6

2.3.4. Üretim tipine göre dayanaklar 7

2.3.5. Materyal tipine göre dayanaklar 8

2.3.6. Parça sayısına göre dayanaklar 9

2.4. İmplant Destekli Kron Materyalleri 10

2.4.1. Metal destekli seramikler 10

2.4.2. Tam seramikler 11

2.4.3. PEEK 16

2.5. Kırılma Dayanımı ve Mekanik Yükler 16

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri 18
2.6.1. Sıvı ortamda bekletme ile yaşlandırma 18
2.6.2. Termosiklus ile yaşlandırma 19
2.6.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma 19
3. GEREÇ VE YÖNTEM 21
3.1. Dental implantların akrilik rezin içerisine gömülmesi 23
3.2. Dayanakların İmplantlara Yerleştirilmesi 24
3.3. Seramik Kronların Hazırlanması 25
3.4. Kronların Dayanaklara Yerleştirilmesi 28
3.4.1. Monolitik zirkonya ve lityum disilikat restorasyonların iç yüzeyinin hazırlanması 28
3.4.2. Kronların simantasyonu, vidalanması ve torklanması 29
3.5. Termomekanik Yaşlandırma Uygulanması 32
3.6. Kırılma Dayanımı Testi Uygulanması 33
3.7. Örneklerin Işık Mikroskobu Altında İncelenmesi 34
3.8. Kırık Tiplerinin ve Kırık Modlarının Değerlendirilmesi 35
3.9. İstatistiksel Analiz 35
4. BULGULAR 37
4.1. Kırılma Dayanımı Testi Sonuçları 37
4.2. Kırık Tipinin Değerlendirilmesi 40
5. TARTIŞMA 45
6. SONUÇLAR 55
KAYNAKLAR 57
ÖZGEÇMİŞ 67

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller 22

Çizelge 3.2. Deneysel gruplar..... 22

Çizelge 4.1. Kırılma dayanımı test sonuçları (N) 37

Çizelge 4.2. Dayanak tipi ve restoratif materyalin kırılma dayanımı üzerine etkisine ilişkin iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları..... 38

Çizelge 4.3. Farklı materyal ve dayanak tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerine etkisine ilişkin Tukey post hoc analiz sonuçları 38

Çizelge 4.4. Gruplara göre kırık tiplerinin sayısal ve yüzdesel dağılımı 40

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.1. Kırılma dayanımının tüm gruplar bazında incelenmesi – sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$). 37

Şekil 4.2. Alt yapı materyaline göre kron materyallerinin kırılma dayanımı değerlerini gösteren sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$)..... 39

Şekil 4.3. Kron materyallerine göre kırılma dayanımının dağılımını gösteren sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$). 39

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Akrilik rezine gömülmüş implant 24

Resim 3.2. Dayanak tipleri, (a) Multi-unit dayanak, (b) Ti-base dayanak, (c) Multi-unit üzerine simante edilmiş titanyum koping 25

Resim 3.3. Tork ve Anahtar 25

Resim 3.4. Tarayıcı 26

Resim 3.5. Frezeleme cihazı 27

Resim 3.6. Kronların üretilmesi 27

Resim 3.7. Primer 28

Resim 3.8. Hidroflorik asit ve silan 29

Resim 3.9. Rezin siman 29

Resim 3.10. LED ışık cihazı 30

Resim 3.11. Tork uygulanmış örnekler 31

Resim 3.12. Teflon bant uygulaması 31

Resim 3.13. Kompozit rezin uygulaması 32

Resim 3.14. Çiğneme simülatörü 33

Resim 3.15. İnstron cihazına yerleştirilen örnek 34

Resim 3.16. Işık Mikroskobu 35

Resim 4.1. Ti-base + lityum disilikat kron 41

Resim 4.2. Ti-base + monolitik zirkonya kron 41

Resim 4.3. Multi-unit + lityum disilikat kron 42

Resim 4.4. Multi-unit + monolitik zirkonya kron 43

Resim 4.5. Titanyum koping üzeri multi-unit + monolitik zirkonya kron 43

Resim 4.6. Titanyum koping üzeri multi-unit + lityum disilikat kron 44

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	**Açıklamalar**
%	Yüzde
±	Artı-eksi
°C	Santigrat derece
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Hz	Hertz
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
MPa	Megapascal
n	Örnek sayısı
N	Newton
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
SiO_2	Silisyum dioksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
3Y-TZP	%3 itriya içeren tetragonal zirkonya
4Y-TZP	%4 itriya içeren tetragonal zirkonya
5Y-TZP	%5 itriya içeren tetragonal zirkonya
6Y-TZP	%6 itriya içeren tetragonal zirkonya
ANOVA	Varyans analizi
BAP	Bilimsel Araştırma Projeleri
BDT	Bilgisayar Destekli Tasarım
BDÜ	Bilgisayar Destekli Üretim
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
Ce-TZP	Seryum ile stabilize tetragonal zirkonya
CSZ	Kübik stabilize zirkonya

Kısaltmalar	Açıklamalar
HF	Hidroflorik asit
LD	Lityum disilikat
LED	Işık yayan diyot (Light Emitting Diode)
LTD	Düşük sıcaklık bozunması (Low-temperature degradation)
M3Y	3 mol% itriyum içeren çok katmanlı zirkonya
M6Y	6 mol% itriyum içeren çok katmanlı zirkonya
MDP	10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat
MUA	Multi-unit dayanak
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
PICN	Polimer infiltre seramik ağ
PSZ	Kısmen stabilize zirkonya
SEN	Tek kenar çentik testi
SPSS	İstatistiksel analiz yazılımı (Statistical Package for the Social Sciences)
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	Titanyum
Ti-base	Titanyum baz dayanak
TZP	Tetragonal zirkonya polikristali
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	İtriya ile stabilize tetragonal zirkonya
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

1. GİRİŞ

Diş kaybı, hem fiziksel hem de psikolojik açıdan bireyler üzerinde olumsuz etkiler yaratan travmatik bir durumdur ve yaşam kalitesini düşürebilmektedir. En sık görülen nedenleri; diş çürükleri ve periodontal hastalıklar olmakla birlikte, travmalar, endodontik komplikasyonlar ve doğuştan eksiklikler de diş kaybına yol açabilmektedir [1].

Diş eksikliklerinin oluşturduğu estetik ve fonksiyonel sorunların giderilmesi amacıyla, hareketli ve sabit protez seçenekleri kullanılmaktadır. Sabit protezler arasında sabit köprüler, adeziv köprüler ve implant destekli kronlar yer almaktadır. Tedavi seçimi; hastanın yaşı, sistemik durumu, ekonomik koşulları, eksikliğin yeri, kemik miktarı, klinisyenin deneyimi ve hastanın estetik beklentileri gibi faktörlere bağlıdır [2].

Son yıllarda dental implantlar, tek diş veya tam dişsizlik vakalarında kayıp dişlerin yerini almada altın standart tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Titanyumdan üretilen vidalı yapılar, çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilerek üzerine yapılacak kron, köprü veya protez restorasyonları için biyomekanik açıdan stabil bir temel oluşturmaktadır. Geleneksel hareketli protezler veya sabit köprü protezleriyle karşılaştırıldığında implantlar; çiğneme etkinliğini artırması, fonasyonun iyileşmesi ve yüz estetiğinin korunmasına katkı sağlaması gibi belirgin üstünlükler göstermektedir [3]. Bununla birlikte, implant tedavisinin uzun dönem başarısı; doğru vakaların seçimi, ayrıntılı planlama, cerrahi ve protetik aşamalarda titiz bir yaklaşım ve düzenli klinik takip süreçlerine bağlıdır. [4]

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli protetik unsurlardan biri; uygun dayanak seçimidir. Dayanak seçimi, implant destekli protezlerde fonksiyonel ve estetik uyumun elde edilmesi açısından son derece kritik bir adımdır. Dayanak, protezi veya implant üst yapısını destekleyen ve tutuculuk sağlayan implant bileşenidir. Üst yapı, dayanak üzerine bağlanan bir yapı olup hareketli protezlerde tutuculuk sağlarken, sabit protezlerde alt yapı görevi görmektedir [5].

İmplant dayanağı, üç ana bölümden oluşmaktadır: protez bağlantı bölümü (protezle bağlantı kuran kısım), implant bağlantı bölümü (implantla bağlantı kuran kısım) ve transgingival bölüm (implantın protez platformu üzerinde yer alan ve dişeti dokusu ile çevrili kısım). Restorasyonlar, implantlara iki veya üç parçalı sistemler aracılığıyla bağlanabilmektedir.

İki parçalı sistemde, implant bir bileşen olarak bulunmakta; dayanak ve kron tek parça olarak ya da implant ve dayanak tek parça, kron ise ayrı parça olarak tasarlanabilmektedir. Üç parçalı sistemde ise implant, dayanak ve kron üç ayrı bileşen şeklindedir [6, 7].

Son yıllarda, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (BDT/BDÜ) sistemlerinin gelişmesiyle birlikte, dayanak ve kron tasarımlarında kullanılan materyaller de çeşitlenmiştir. Monolitik kronlar, zirkonya bazlı çok katmanlı kronlarda görülen kenar kırılmaları (chipping) gibi başarısızlıkları önemli ölçüde azaltması nedeniyle tercih edilen tedavi seçenekleri hâline gelmiştir. Hem lityum disilikat seramikler hem de itriya ile stabilize edilmiş zirkonya, yüksek elastik modüle sahip olup, malzeme üzerine yüksek çiğneme kuvvetlerinin uygulanmasına olanak tanımaktadır. Bu materyaller, estetik beklentileri karşılarken aynı zamanda yüksek mekanik dayanıklılık sunmaları sayesinde implant üstü restorasyonlarda yaygın şekilde kullanılmaktadır [8].

Bu çalışmada, üç farklı implant dayanak tipi ve iki farklı seramik kron materyali kullanılarak implant destekli seramik kronların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu çalışmada iki ayrı sıfır hipotezi test edilmiştir; birinci sıfır hipotezi farklı dayanak tiplerinin restorasyonların kırılma dayanımı üzerinde bir etkisinin olmadığı yönündedir. İkincisi ise kullanılan seramik materyal türünün restorasyonların kırılma dayanımını etkilemediğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji

Diş implantı, çene veya kafatası kemiği ile etkileşime girerek bir diş protezini destekleyen veya ortodontik ankraj görevi gören cerrahi bir bileşendir. Modern diş implantlarının başarısı, titanyum gibi materyallerin kemikle sıkı bir bağ oluşturduğu osseointegrasyon adı verilen biyolojik bir sürece dayanmaktadır [9].

1952 yılında, ortopedik cerrah Dr. Per-Ingvar Brånemark, tavşan femurunda kemik dokusunun titanyuma tutunabildiğini gözlemlemiş ve bunu osseointegrasyon olarak tanımlamıştır. Brånemark, bu kavramı implant diş hekimliğinde uygulamış ve 1965'te hastalarına yerleştirdiği vidalı titanyum kök formu implantları 40 yıl boyunca sorunsuz bir şekilde işlev göstermiştir. Bu çalışma, günümüz diş hekimliğinde implant uygulamalarının temelini oluşturmuştur [10, 11].

İmplantın yerleştirilmesinin ardından, osseointegrasyonun tamamlanabilmesi için belirli bir iyileşme süresi gerekmektedir. Bu süre sonrasında implant üzerine uygulanacak olan protetik tedaviye geçilmektedir [9].

2.2. Dental İmplantların Bileşenleri

2.2.1. İmplant

İmplant, restorasyon için temel ankraj sağlamakta ve çene kemiğine vidalanarak dayanağın sabit bir şekilde yerleştirilebileceği bir platform oluşturmaktadır. İmplant çevresinde oluşan kemik büyümesi, çene kemiğinin yapısal bütünlüğünü korumaya ve doğal diş kaybına bağlı kemik rezorpsiyonunu azaltmaya yardımcı olmaktadır. İmplantlar genellikle biyouyumlu metal veya seramik malzemelerden üretilmektedir [12].

2.2.2. Dayanak

Dayanak, kronun desteklenmesini sağlayan ve implant ile kron arasındaki ara yüzeyi oluşturan bileşendir. Dayanağın rotasyonu, üzerinde tasarlanmış konumlandırma özellikleri ile kontrol edilmekte; bu sayede implant üzerinde belirli açısal adımlarla güvenli bir şekilde yerleştirilebilmektedir. Sistemler üreticiye bağlı olarak farklılık gösterebilmekte ve ayarlama olanakları değişebilmektedir. Dayanak, implanta vidalanarak sabitlenmekte ve çeşitli biyouyumlu materyallerden üretilebilmektedir [12].

2.2.3. Kron

Kron, restorasyonun ağızda görünen ve estetik ile fonksiyonel çiğneme yüzeyini sağlayan üst kısmıdır. Kronlar, diş teknisyeni tarafından hazırlanmakta ve destekleyici alt yapı, klinik veya laboratuvar ortamında manuel ya da bilgisayarlı üretim yöntemleri ile tasarlanabilmektedir. Tamamlanmış kron, dayanak üzerine siman ile yapıştırılmakta veya vida ile sabitlenmektedir. Kronlar, işlevsel ve estetik gereksinimleri karşılayacak şekilde tam seramik, metal destekli porselen veya tam metal malzemeden üretilebilmektedir [9, 12].

2.3. Dayanakların Sınıflandırılması

Protezlerin sabit veya hareketli implant restorasyonlarını destekleyerek tutunmasını sağlayan implant bileşenine dayanak denilmektedir. Uygulanacak tedavi planı ve protez tipine bağlı olarak, farklı firmalar tarafından çeşitli dayanak tipleri üretilmektedir. Diş hekimliğinde farklı çap, uzunluk, boyut, yüzey özellikleri ve bağlantı tiplerine sahip, değişik malzemelerden üretilmiş yaklaşık 1 300 implant ve 1 500 dayanak tipi bulunmaktadır. Mevcut çeşitlilik, dayanakların bağlantı tipi, kullanım amacı ve üretim materyaline göre sistematik bir şekilde sınıflandırılmasını gerekli kılmaktadır. [13]

2.3.1 Bağlantı tipine göre sınıflandırma

Son yıllarda, implant bağlantılarının geometrileri farklı mekanik, biyolojik ve estetik özelliklerle geliştirilmiştir. Temel olarak iki geometri mevcuttur:

- Eksternal (Dış) Bağlantılar
- İnternal (İç) Bağlantılar

Eksternal bağlantılar genellikle implant platformunda dışa doğru bir altıgen yapıya sahipken, internal bağlantılar internal altıgenler, internal oktagonlar ve Morse konik bağlantılar olarak sınıflandırılabilmektedir. Osseointegre edilmiş implant ve protetik dayanak, bir vida ile birbirine bağlandığından bu bağlantı "vida bağlantısı" olarak adlandırılmıştır [14].

<u>Eksternal Bağlantılar</u>

Eksternal hekzagon, modern implantolojide Branemark tarafından benimsenen ilk bağlantı sistemi olup, 0,7 mm yüksekliğinde bir altıgen üzerine dayanmaktadır. Bu bağlantı sistemi, çap, yükseklik ve yerleştirme torku açısından kapsamlı şekilde modifiye edilmiştir.

Eksternal bağlantıların bazı avantajları bulunmaktadır. Öncelikle, Branemark tarafından tercih edilen iki aşamalı cerrahi prosedür için uygundur; bu sayede ikinci aşama ve iyileşme dayanağı ile bağlantı fazı kolaylaştırılmaktadır. Ayrıca, eksternal bağlantının ölçü alma ve protetik aşamada kaydedilmesi, farklı protetik çözümlerle uyumluluğu sayesinde basitleştirilmiştir [15].

Bununla birlikte, eksternal bağlantıların bazı dezavantajları da mevcuttur. Restorasyon ile implant başındaki hekzagonal bölüm arasındaki temas uzunluğu kısa olup, platform ile restorasyonun internal hekzagon arasında bir miktar dönme meydana gelebilmektedir. Vida bağlantısında yüksek gerilim oluşması söz konusu olabilmektedir. Yüksek oklüzal yükler altında küçük mikro hareketler oluşabilmekte ve bu durum, vida gevşemesi veya yorgunluk kırıklarına yol açabilmektedir [16]. Literatür, eksternal hekzagon bağlantılarda vida gevşeme oranının %6 ila %48 arasında olduğunu göstermektedir. Ayrıca, ön yükün korunması mekanik olarak zorlaşmakta, bu nedenle dayanağı çıkarmak için uygulanması gereken tork, implantın yerleştirilmesinde kullanılan tork değerinden yaklaşık %10 daha düşük olmaktadır [17].

İnternal Bağlantılar

İnternal bağlantılar, eksternal bağlantılarda görülen mekanik komplikasyonları azaltmak ve implant çevresindeki krestal kemiğe iletilen stresi düşürmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu bağlantılar, farklı eğim derecelerine sahip Morse koni mekanizmasını da içerebilmektedir [18].

İnternal Hekzagon

Altıgen ve vida implant gövdesine geçmekte, bu sayede protetik bileşen daha stabil hale gelmektedir. Eksternal hekzagonun evrimi olarak geliştirilmiş olup, lateral kuvvet altında yük emilimini artırmaktadır. Bu sayede vida gevşemesi, kırık ve marjinal kemik kaybı gibi mekanik ve biyolojik komplikasyonlar azalmaktadır. Bağlantının implant gövdesinde daha derin olması, mekanik stresin daha homojen dağılımını sağlamakta; stres yalnızca krestal kemikte değil, implant çevresindeki tüm kemiğe iletilmektedir [19].

Morse Konik Bağlantı

Dayanak, bir makine konisi mekanizması aracılığıyla implanta sabitlenmektedir. Konik şekilli erkek eleman, eş açılı bir dişi yuvasına oturmakta ve bağlantı mekanik sürtünme ile

kilitlenmektedir. Ayrıca vida tutma ve anti rotasyon sistemleri de uygulanmıştır. Morse konisi ile oluşturulan internal bağlantı, implant ile dayanak arasında daha sağlam bir bağ sağlamakta; bu durum arayüzdeki hareketi azaltmakta ve vida gevşemesini düşürmektedir. Dayanağın çıkarılması için gereken tork, implantın yerleştirilmesinde kullanılan tork değerinden yaklaşık %17 daha yüksek olmaktadır [17]. Morse konisi genellikle 8° veya 11° iç koni açısına sahiptir ve vida gevşemesine karşı ek koruma sağlamaktadır [20, 21].

2.3.2 Kullanım amacına göre sınıflandırma

Geçici (Temporary) İmplant Dayanakları

Geçici dayanaklar, geçici restorasyonların yapısına uygun olarak üreticiler tarafından titanyum veya plastikten üretilmektedir. Üretildiği şekilde kullanılmasının yanı sıra, özellikle estetik bölgede uygun diş ve diş eti konturunu oluşturmak için kişiselleştirilebilmektedir. Bu dayanaklar, kalıcı restorasyon öncesinde uygun çıkış profili ve estetiği sağlamaya, yapılan hataları önlemeye ve hasta memnuniyetsizliğini önlemeye yardımcı olmaktadır. Geçici dayanaklar, iyileşme dayanakları, ölçü dayanakları ve geçici restorasyonlarda kullanılan metal veya plastik dayanaklar olarak alt gruplara ayrılabilmektedir [22].

Daimi (Permanent) İmplant Dayanakları

Daimi dayanaklar, yapılacak son restorasyonu desteklemek için kullanılan dayanak türüdür. Ayrıca implant-dayanak bağlantı tasarımına, kullanılan malzemeye, üretim yöntemine ve yapılacak restorasyon tipine göre incelenebilmektedir [22].

2.3.3. Tutuculuk tipine göre sınıflandırma

İmplant destekli sabit protezlerde üstyapının tutuculuğu, simante veya vidalı sistemler aracılığıyla sağlanmaktadır. Tutuculuk tipi seçimi yapılırken interoklüzal mesafe, periodontal dokular, oklüzyon, estetik ve ekonomik faktörler dikkate alınmaktadır [23].

Simante Dayanak

Simante dayanak sistemlerinde, protez üstyapısı dayanağa siman aracılığıyla sabitlenmektedir. Özellikle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerde tercih edilmektedir. Ayrıca, uygun açıda yerleştirilememiş implantların doğru pozisyonunu

sağlamak ve vida deliği olmadan oklüzyon kontrolünü kolaylaştırmak amacıyla dar çaplı kronlarda da kullanılabilmektedir [24].

Simante dayanaklar, pasif uyum sağlaması, uygulama kolaylığı, estetik avantaj, düşük maliyet ve vida gevşemesi veya kırılmasının daha az görülmesi gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte, simantasyon sonrası dayanak vidası gevşemesi durumunda dayanağın kesilerek çıkarılması gerekebilmektedir. Ayrıca, diş eti altına siman taşması riski de bulunmaktadır [25].

Vida Tutuculu Dayanak

Vida tutuculu sistemlerde protez üstyapısı, dayanağa vida ile sabitlenmektedir. Bu sistemler, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda gerekli tutuculuğu sağlamak için tercih edilmektedir. Oklüzal veya transversal vidalı dayanaklar sıklıkla kullanılmakta ve vidaların periyodik olarak kontrol edilmesi önerilmektedir. En önemli dezavantaj, pasif uyumlu bir üst yapı protezi elde etmenin güçlüğüdür. Ayrıca vida gevşemesi, kırılması veya kaybı görülebilmektedir [25].

Tutucu (Attachment) Dayanak

Tutucu dayanak, sınırlı sayıda implant kullanılarak overdenture tipi hareketli protezlerin yapımında kullanılan dayanak türüdür. Klinik uygulamalarda topuz tutuculu (ball attachment), O-ring, altın veya titanyum klipsler gibi farklı tipler mevcuttur. Son yıllarda locator dayanaklar, overdenture protezlerin yapımında sıklıkla kullanılmakta ve top başı dayanakların yerini almaktadır [26].

2.3.4. Üretim tipine göre dayanaklar

Eğer dayanaklar implant firmaları tarafından hazır olarak sağlanıyorsa standart (stock) dayanak, laboratuvarda kişisel olarak üretiliyorsa kişisel (custom) dayanak olarak adlandırılmaktadır.

Standart Dayanak

Standart dayanaklar, genellikle titanyum veya zirkonya ile üretilmiş prefabrik dayanaklardır. Diş hekimi veya teknisyen tarafından, sabit protez restorasyonu için uygun çıkış profili ve yeterli tutuculuğu sağlamak amacıyla kullanılmakta ve gerekli durumlarda modifiye

edilebilmektedir. BDT/BDÜ cihazları ile titanyum veya değerli metal alaşımlarından üretilebildiği gibi zirkonya veya alümina malzemelerinden de üretilebilmektedir [27]. Avantajları; düşük maliyetli ve kolay uygulanabilir olmalarıdır. Dezavantajı ise, prefabrik olarak silindirik biçimde üretilmeleridir.

Kişisel Dayanak

Kişisel dayanaklar; interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu, implantın açısal uyumsuzluk gösterdiği veya diş ile yumuşak dokunun doğal konturlarının taklit edilmesinin gerektiği durumlarda tercih edilmektedir. Kişisel dayanak üretimi için implant platformu ölçülerek ölçü parçaları kullanılmaktadır. Kişisel dayanaklar, prefabrik dayanaklara kıyasla daha yüksek maliyetli olmasına rağmen; ideal kron konturunun elde edilmesine, estetik gereksinimlerin karşılanmasına ve yumuşak dokunun daha iyi desteklenmesine olanak tanımaktadır. Kişisel dayanaklar, BDT/BDÜ sistemleri veya geleneksel döküm yöntemleriyle üretilebilmekte, üretimde titanyum, zirkonyum veya benzeri biyouyumlu bloklar kullanılabilmektedir [28].

2.3.5. Materyal tipine göre dayanaklar

Başarılı bir implant tedavisi için, implant uygun şekilde osseointegre olduktan sonra kullanılacak dayanak malzemesi biyolojik, mekanik ve estetik gereksinimleri karşılamalıdır.

Titanyum Dayanak

Titanyum, distorsiyona karşı yüksek dayanıklılığı, mekanik ve biyolojik avantajları ile uzun dönem klinik çalışmalarda kanıtlanmış başarısı nedeniyle en sık tercih edilen dayanak materyalidir. Özellikle molar bölgedeki implantlarda öncelikli seçim olarak öne çıkmaktadır. Bununla birlikte, ince gingival dokuda veya bukkal yönde yerleştirilmiş implantlarda metalin yansıması estetiği sınırlayabilmektedir [29].

Seramik Dayanak

Artan estetik beklentiler doğrultusunda seramik dayanaklar tercih edilmektedir. Özellikle ince ve şeffaf gingival dokuda, yüksek gülüş hattına sahip bölgelerde veya tam seramik restorasyon gerektiren durumlarda kullanım uygundur. Bununla birlikte, kırılma dayanımı metal dayanaklar kadar yüksek olmadığından, seramik dayanaklar genellikle ön bölge ve tek diş restorasyonları için önerilmektedir [30].

Zirkonya Dayanak

Zirkonya, düşük ısı iletkenliği, estetik görünüm, işlenebilirlik, biyouyumluluk ve yüksek bükülme ile kırılma dayanımı gibi avantajlara sahiptir. Özellikle yüzeysel implant yerleşimi ve ince gingival dokuda, titanyum dayanakların metalik yansıması estetiği olumsuz etkileyebileceğinden, bu durumlarda zirkonya dayanaklar tercih edilmektedir [31].

Polietereterketon Dayanak

Polietereterketon (PEEK), yarı kristal yapısı sayesinde güçlü bir termoplastik materyal olarak öne çıkmaktadır. Yüksek sıcaklık direnci, mekanik ve elektriksel özellikleri ile hidrolize karşı dayanıklıdır. Beyaz rengi sayesinde estetik avantaj sağlamakta ve diş hekimi tarafından klinik ortamda hazırlanabilmektedir. Titanyuma alternatif olarak kullanılabilen PEEK, iyileşme dönemi, geçici restorasyonlar, hareketli protezler ve implant destekli bar uygulamaları gibi farklı klinik senaryolarda tercih edilmektedir [32].

2.3.6. Parça sayısına göre dayanaklar

Tek Parçalı (One-piece) Dayanak

Tek parçalı dayanaklar, implant-dayanak bağlantısını da içerecek şekilde seramik, zirkonyum veya titanyum malzemeden üretilebilmektedir. Titanyum, üstün mekanik özellikleri ve klinik çalışmalarda kanıtlanmış uzun dönem başarısı ile yıllardır kullanılmaktadır. Estetik amaçlı alümina veya polikristal zirkonya da tercih edilmektedir [33].

İki Parçalı (Two-piece / Hybrid) Dayanak

Tek parçalı seramik dayanakların mekanik dezavantajları nedeniyle, titanyum dayanıklılığı ile seramik estetiğinin kombinasyonunu sağlayan hibrit dayanaklar geliştirilmiştir. Hibrit dayanak, BDT/BDÜ ile üretilmiş Ti-base parçalarının rezin siman ile birleştirilmesi ve implant üzerine vidalanması ile elde edilmektedir. Tek parça seramik dayanaklara kıyasla mekanik dayanıklılığı artmıştır ve kırılma direnci yüksektir [13].

Ti-Base dayanaklar, simante veya titanyum bazlı üst yapılar için entegre bir bağlantıya sahiptir ve simante, vidalı veya vidalı-simante kronlarda kullanılabilmektedir. Blok delikleri, farklı implant çaplarına uyum sağlamak üzere küçük ve büyük boyutlarda mevcuttur.

İmplant pozisyonu, bir tarama başlığı yardımıyla belirlenmektedir. Kron, ağız dışında tasarlanmakta, frezelenmekte ve simante edilmektedir; bu sayede fazla simanın uzaklaştırılması kolaylaşmakta ve peri-implantitise yol açabilecek durumlar önlenmektedir. Daha sonra dayanak implanta vida ile sabitlenmekte, önceden belirlenmiş tork uygulanmakta ve vida deliği kompozit rezin ile kapatılmaktadır. [8].

Multi-unit Dayanak

Multi-unit dayanak, özellikle klinik ve bilimsel olarak kanıtlanmış All-on-4 tedavi konsepti kullanıldığında, tam veya kısmi dişsizlik arklarının rehabilitasyonu için özenle tasarlanmıştır [34]. Diğer dayanaklardan ayıran başlıca özellikleri arasında, sınırlı interoklüzal boşluklarda kullanım için kısa koni tasarımı ve protez restorasyonun kolay ve doğru bir şekilde yerleştirilmesini sağlayan geniş omuz yapısı yer almaktadır. Posterior implantların eğilmesi, implant-dayanak bağlantısını ağız arkasına taşıyarak kanat uzunluklarını azaltmakta ve protez desteğini artırmaktadır. Multi-unit dayanakların kullanım avantajları arasında, final restorasyonun daha kolay ve öngörülebilir bir şekilde yerleştirilmesi ile dayanakların pasif oturma özelliği sayesinde restorasyon sistemine iletilen stresin azalması bulunmaktadır. Klinik uygulamada gereken açı düzeltmeleri, model üzerinde değil doğrudan hastanın ağzında belirlenebilmekte ve böylece tedavi planlaması daha doğru ve güvenilir bir şekilde yapılabilmektedir [35].

2.4. İmplant Destekli Kron Materyalleri

İmplant destekli kron restorasyonlarında üst yapı materyali olarak metal destekli seramikler, tam seramik sistemler ve yüksek performanslı polimerlerden biri olan PEEK sıklıkla tercih edilmektedir.

2.4.1. Metal destekli seramikler

Metal destekli seramik kronlar; yüksek mekanik dayanımları, tatmin edici estetik özellikleri ve periodontal açıdan uygun biyolojik uyumları nedeniyle uzun yıllar boyunca implant üstü restorasyonlarda yaygın olarak tercih edilmiştir. Metal alt yapı, restorasyona önemli ölçüde dayanıklılık kazandırırken, üzerine uygulanan porselen, estetik gereksinimleri karşılamayı amaçlamaktadır [36]. Ancak metal alt yapının maskelenmesi için kullanılan opak porselen tabakasının ışık geçirgenliğini azaltması, özellikle servikal bölgede gri yansımalara yol açarak estetik açıdan önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca, değerli metal

alaşımlarının maliyetindeki artış, metal destekli seramik kronların ekonomik açıdan daha az tercih edilir hale gelmesine neden olmuştur. Bunun yanında, bruksizm gibi parafonksiyonlarda karşıt dişlerde aşınma oluşturabilmeleri ve tam seramik kronlarla karşılaştırıldığında daha sınırlı bir estetik sunmaları, son kırk yılda tam seramik restorasyonların geliştirilmesine ve klinik kullanımının artmasına zemin hazırlamıştır [37].

2.4.2. Tam seramikler

Doğal dişlerin morfolojisini ve optik özelliklerini yüksek doğrulukla yeniden oluşturabilme kapasitesi sayesinde, tam seramikler hem optik hem de fiziksel ve mekanik özellikleri dolayısıyla restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda seramikler; yüksek translüsensi, kimyasal stabiliteleri, uzun dönem dayanıklılıkları ve biyouyumlulukları sayesinde restoratif materyaller arasında önemli bir konuma sahiptir [38]. Tam seramikler, yapısal özellikleri ve bileşimlerine göre üç ana gruba ayrılmaktadır:

A. Cam Seramikler
    a- Feldspatik seramikler
    b- Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
    c- Lityum disilikat cam-seramikler
    d- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler (ZLS)
B. Polikristalin Seramikler
    a- Alümina bazlı seramikler
    b- Zirkonya bazlı seramikler
C. Hibrit Seramikler
    a- Polimer infiltre seramik ağ (PICN)
    b- Rezin nanoseramikler [39]

<u>Cam seramikler</u>

Cam seramikler, düşük mineral içeriğine ve cam fazı açısından zengin bir matrikse sahip olmaları nedeniyle yüksek estetik performans ve belirgin translüsensi sunmaktadırlar. Bu sınıfa feldspatik seramikler ile lityum disilikat seramikler örnek olarak verilebilmektedir [38].

Lityum Disilikat İçeren Seramikler

Lityum disilikat seramikler, son yirmi yılda estetik ve restoratif diş hekimliğinde önemli bir konuma ulaşmıştır. Estetik üstünlükleri, yüksek mekanik dayanımları, kimyasal stabiliteleri ve kolay işlenebilirlikleri sayesinde geniş bir endikasyon yelpazesinde güvenle kullanılmakta; bu özellikleri, hem klinisyenler hem de dental teknisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmelerine katkı sağlamaktadır [40].

Tam kristalize lityum disilikat, feldspatik porselenler ve lösit güçlendirilmiş cam seramiklerle karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha yüksek mekanik performans sunmaktadır. Feldspatik ve lösit güçlendirilmiş seramiklerin 130–160 MPa olan eğilme direncine karşın, tam kristalize lityum disilikat genellikle 360 MPa'nın üzerinde değerlere ulaşmakta ve bu özelliği, materyali uzun ömürlü ve yüksek estetik beklentilerin olduğu restorasyonlar için avantajlı hâle getirmektedir [41].

Lityum disilikat sistemlerinden IPS E.max, hem lost-wax sıcak presleme yöntemi hem de BDT/BDÜ frezeleme tekniği ile üretilebilmekte olup, bu esneklik materyalin hem laboratuvar hem de klinik uygulamalarda kullanılmasına olanak tanımaktadır. Monolitik bir BDT/BDÜ materyali olan IPS E.max CAD ise yüzey porseleni kullanımına gerek duyulmadan başarılı estetik sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır [42].

Yeni nesil gelişmiş lityum disilikat seramiklerden CEREC Tessera, yaklaşık 0.5 µm boyutlarında lityum disilikat kristallerinden ve 0,2–0,3 µm plaka formundaki lityum aluminosilikat (virgilite) kristallerinin oluşturduğu bir mikroyapıya sahiptir. Üretici verilerine göre bu materyal, 700 MPa'nın üzerinde iki eksenli eğilme direnci sunmakta olup, yüksek mekanik performansı ve geliştirilmiş optik özellikleriyle güncel restoratif seçenekler arasında öne çıkmaktadır [43].

Polikristalin Seramikler

Yüksek kristal faz oranları, bu seramiklere cam esaslı sistemlere kıyasla belirgin şekilde üstün mekanik özellikler ve artmış basınç dayanımı kazandırmaktadır. Bu sınıfın en temel temsilcileri, alümina ve zirkonya içeren seramiklerdir [38].

Zirkonya

Zirkonya, üstün estetik, mekanik ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde diş destekli ve implant destekli restorasyonların üretiminde yaygın olarak kullanılan, iyi tanımlanmış bir materyaldir. BDT/BDÜ teknolojilerindeki sürekli gelişmeler, üretim sürecini basitleştirerek

protetik restorasyonların kalitesini artırmış ve zirkonya kullanımını önemli ölçüde yaygınlaştırmıştır. Bu teknolojik ve materyale bağlı avantajlar, zirkonyayı geleneksel metal-seramik sistemlere göre daha estetik, biyouyumlu ve klinik açıdan daha öngörülebilir bir seçenek hâline getirmiş; metal restorasyonlarda karşılaşılan estetik sınırlamalar ve olası alerjik reaksiyonlar gibi dezavantajların aşılmasını sağlamıştır [44].

Günümüzde zirkonya, yüksek mekanik dayanımı estetikle birleştirebilmesi, tamamen dijital bir üretim sürecine uyum sağlaması ve gerektiğinde geleneksel seramik tabakalama yöntemleriyle bireyselleştirilebilmesi sayesinde diş hekimliğinde en çok tercih edilen restoratif materyallerden biri olarak kabul edilmektedir [45]. Bu özellikler hem laboratuvar hem de klinik uygulamalarda materyalin çok yönlülüğünü artırmakta ve geniş bir endikasyon yelpazesinde güvenle kullanılmasına olanak tanımaktadır.

İtriyumla stabilize zirkonya

Zirkonyanın oda sıcaklığında kararlı fazda bulunabilmesi için genellikle Y, Ce, Ca ve Mg gibi çeşitli oksitlerle stabilize edilmesi gerekmektedir. İtriyum oksit (Y_2O_3) ilavesi, tetragonal fazın stabilizasyonunda kritik bir rol oynamakta; tane büyümesini sınırlandırarak termal kararlılığı artırmakta ve faz dönüşümlerinin kontrolünü sağlamaktadır [46]. Ancak düşük sıcaklık bozunması (LTD) sırasında, itriyumun yapısal tepkimeler sonucunda azalması tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesini tetikleyebilmektedir [47]. Buna karşılık kübik fazın stabilitesi, kristal kafesindeki Zr^{4+} iyonlarının daha büyük iyonik yarıçapa sahip Y^{3+} iyonlarıyla yer değiştirmesiyle sağlanmakta olup bu yapı "kısmen stabilize zirkonya" olarak adlandırılmaktadır.

Dental uygulamalarda kullanılan itriya ile stabilize zirkonya (Y-TZP), katkı oranına bağlı olarak 3Y-TZP, 4Y-TZP, 5Y-TZP ve 6Y-TZP şeklinde sınıflandırılmaktadır. İlk nesil bir materyal olan 3Y-TZP, yüksek mekanik dayanımı ancak nispeten düşük optik geçirgenliği nedeniyle literatürde "beyaz metal" olarak tanımlanmıştır [48]. İtriya içeriğinin artmasıyla birlikte, kübik faz oranındaki artışa paralel olarak materyalin translüsensinde belirgin bir yükselme görülmekte; buna karşılık mekanik dayanımda azalma meydana gelmektedir. İtriya içeriğinin %8'in üzerine çıkması durumunda stabil kübik faz oluşmakta ve materyal kübik stabilize zirkonya (CSZ) olarak sınıflandırılmaktadır. %3–8 aralığındaki katkı oranları kısmen stabilize zirkonya (PSZ) yapısını oluştururken, yaklaşık %3 itriya içeriği tam

tetragonal fazdan oluşan tetragonal zirkonya polikristali (TZP) karakteristiğini ortaya koymaktadır.

Son yıllarda çok katmanlı (multilayer) zirkonya materyallerinin geliştirilmesiyle, hem mekanik hem de optik özellikleri farklılaşan M3Y (3 mol% itriyum içeriğine sahip çok katmanlı zirkonya) ve M6Y (6 mol% itriyum içeriğine sahip, kübik faz oranı artmış çok katmanlı zirkonya) gibi yeni nesil zirkonya türleri klinik kullanıma sunulmuştur. Tüm zirkonya türlerinde taramalı elektron mikroskobu ile yüzey kusurları gözlemlenebilse de, 3Y-TZP'nin daha homojen ve düzenli bir tane morfolojisi sergilediği bildirilmektedir. Güncel literatür, 5Y-PSZ'nin zirkonya türleri arasında en düşük mekanik dayanımı gösterdiğini; buna karşın 4Y-PSZ ve 3Y-TZP'nin birbirine yakın yorulma direnci profilleri sunduğunu ortaya koymaktadır [49]. İtriya katkısına benzer şekilde, seryum oksit (CeO_2) de tetragonal fazın stabilizasyonu amacıyla kullanılmakta olup, bu yapı Ce-TZP olarak adlandırılmaktadır [50].

Tam zirkonya seramikler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)

Son yıllarda yapılan araştırmalar ve teknolojik yenilikler, mevcut zirkonya materyallerinin çeşitliliğini genişleterek klinisyenlerin restoratif çözümlerini kişiselleştirmesine ve bireysel hasta gereksinimlerini karşılamasına olanak tanıyan yeni materyallerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. Yeni nesil zirkonyaların hem translüsensi hem de dayanımı bir arada sunması, bu materyalin çok yönlülüğünü artırmış ve klinik uygulamalardaki popülaritesini daha da yükseltmiştir. Bununla birlikte, zirkonya materyallerinin giderek artan çeşitliliği, klinik uygulamalarına ilişkin güncel bilgi gereksinimini de beraberinde getirmektedir [44].

Monolitik zirkonya, başlangıçta restoratif materyal olarak sınırlı kabul görmüştür. Bunun başlıca nedeni, ticari olarak piyasaya sürülen 3Y-TZP'nin oldukça opak ve beyaz bir görünüme sahip olmasıdır. Ancak sonraki ticari zirkonya nesilleri, translüsensiyi artırmayı hedefleyen üretim protokollerini benimsemiştir. Bu protokoller arasında alümina içeriğinin önemli ölçüde düşürülmesi ve sinterleme sıcaklıklarının yükseltilmesi yer almaktadır. Ayrıca, translüsensiyi artırmak amacıyla daha yüksek itriyum katkı konsantrasyonları kullanılmıştır. Bununla birlikte, kübik fazın artışı nedeniyle dayanımda azalma gözlenmiştir; çünkü kübik faz, tetragonal fazın aksine stres kaynaklı transformasyon sertleşmesi göstermemektedir [51]. Bu gelişmeler sonucunda, monolitik zirkonya kabul edilebilir estetik özellikleri ile restoratif materyal olarak giderek daha fazla benimsenmiştir [52].

Başlangıçta zirkonya seramiklerinin, sert polikristalin yapıları nedeniyle önemli düzeyde karşıt diş aşınmasına yol açtığı düşünülmüştür. Ancak diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında, monolitik zirkonya özellikle uygun şekilde parlatıldığında antagonistlerde minimal aşınmaya neden olmaktadır [53].

Monolitik zirkonya restorasyonların diş hekimliğinde artan kullanımıyla paralel olarak, son yirmi yılda eksik dişlerin yerine dental implant uygulamalarında da belirgin bir artış gözlenmiş ve bu nedenle implant destekli monolitik zirkonya restorasyonların klinik performansı protez alanında önemli bir araştırma konusu hâline gelmiştir [52].

Hibrit Seramikler

Bu materyaller, yeterli sertlik ve oklüzal kuvvetlere karşı direnç sağlarken aynı zamanda estetik gereksinimleri karşılamak ve stres dağılımını optimize etmek amacıyla geliştirilmiştir. Yapısal olarak, zirkonya ve silika nanoparçacıklarının organik bir rezin matrisi içerisinde güçlendirilmesiyle oluşturulmuş hibrit bir kompozisyon sunmaktadırlar [54].

Hibrit seramikler, cam ve polikristalin seramiklere kıyasla daha düşük sertlik ve elastik modüle sahip olup, bu özellikleri sayesinde karşıt dişlerde aşındırıcı etkileri azaltmakta ve materyalin klinik kullanımını cazip hâle getirmektedir. Yapısal olarak, hibrit seramikler, zirkonya ve silika dolgu partiküllerini organik rezin ve polimer matriksi ile birleştiren nano seramik parçacıklardan oluşmakta olup hem mekanik dayanıklılık hem de estetik avantaj sağlamaktadır. Üretim sürecinde bu materyaller, BDT/BDÜ sistemleri kullanılarak hazırlanmakta; bu sayede restorasyonların diş yapısına yüksek doğrulukla uyum sağlaması ve üretim süresinin kısalması gibi önemli avantajlar elde edilmektedir [55].

Hibrit seramiklerin dişe adezyonla bağlanması, daha iyi tutuculuk ve uzun ömür sağlamak amacıyla adeziv simantasyon ile gerçekleştirilmektedir. Bu restorasyonlar; ağız ortamında kimyasal, termal ve mekanik etkilere maruz kaldığından adeziv ara yüz zayıflayabilmekte ve restorasyon uzun dönemde stabilitesini kaybedebilmektedir. Bu nedenle, restorasyonun iç yüzeyinin işlenerek mikro poroziteler oluşturulması, rezin siman ile temas alanını artırmak için kritik öneme sahiptir [38, 55].

2.4.3. PEEK

Günümüzde diş hekimliğinde estetik restorasyonlara yönelik artan talep, doğal diş dokusuna benzer görünüme sahip, biyouyumlu, iyi mekanik ve fiziksel özellikler gösteren metal içermeyen restorasyonların tercih edilme sıklığını artırmıştır. Zirkonya ve tam seramik materyaller, bu alanda yaygın olarak kullanılan estetik restoratif seçenekler olmakla birlikte, son yıllarda yeni nesil materyallerin klinik uygulamalara girmesiyle materyal çeşitliliği daha da genişlemiştir. Bu materyaller arasında yer alan termoplastik polimer yapısındaki PEEK, diş hekimliği uygulamalarında giderek daha fazla önem kazanmaktadır [56].

PEEK, ilk kez 1962 yılında Bonner tarafından poliarileterketon (PAEK) ailesinden sentezlenmiştir. Üstün biyouyumluluğu ve radyolüsens özelliği sayesinde, uzun yıllar boyunca tıp alanında spinal implantlar ve yapay eklem bileşenleri gibi ortopedik uygulamalarda başarıyla kullanılmıştır. 2011 yılında oral kullanım için onaylanmasının ardından ise, implant dayanakları ve iyileşme başlıkları dâhil olmak üzere çeşitli dental implantoloji uygulamalarında etkin şekilde kullanılmaya başlanmıştır [57].

PEEK; biyouyumluluğu, elastik modülünün kemiğe yakın olması, darbe emme kapasitesi, yüksek aşınma ve kırılma direnci, iyi cilalanabilirliği ve düşük ağırlığı gibi avantajları nedeniyle son yıllarda dental implantolojide öne çıkan bir materyal hâline gelmiştir. Bu özellikleri doğrultusunda; implant materyali, dayanak materyali, implant üstü dijital ölçü postu, implant destekli overdenture protezlerde hassas bağlantı elemanı, implant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyali ve iyileşme başlığı olarak kullanılabilmektedir [57, 58].

2.5. Kırılma Dayanımı ve Mekanik Yükler

İmplant destekli restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, maruz kaldıkları mekanik yükler altında gösterdikleri dayanımla ilişkilidir. Posterior bölgede oluşan oklüzal kuvvetler, implant–dayanak–restorasyon kompleksinde stres oluşumuna neden olmakta ve bu stresler mekanik komplikasyonlara yol açabilmektedir. Literatürde, posterior bölgede maksimum fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin yaklaşık 600–900 N arasında değiştiği bildirilmektedir [59].

İn vitro çalışmalarda implant destekli restorasyonların mekanik davranışını değerlendirmek amacıyla, statik ve dinamik yükleme testleri uygulanmaktadır. Statik yükleme testleri restorasyonun maksimum kırılma yükünü belirlemek için kullanılırken, dinamik yükleme

testleri tekrarlı kuvvetler altında oluşan yorgunluk davranışını incelemektedir. Dinamik yükleme ile birlikte uygulanan termal yaşlandırma işlemleri, ağız içi sıcaklık değişimlerini taklit ederek restorasyonların klinik koşullara benzer ortamda değerlendirilmesini sağlamaktadır [60].

Restoratif materyalin türü, dayanak tasarımı ve implant–dayanak bağlantı sistemi, implant destekli restorasyonların kırılma dayanımı ve yük altındaki davranışını etkileyen başlıca faktörlerdir [61, 62]. Dayanak materyali ve bağlantı geometrisi, oklüzal kuvvetlerin implant–protetik kompleks içerisinde iletilme şeklini ve stresin yoğunlaştığı bölgeleri belirlemektedir. İnternal ve eksternal bağlantı tasarımlarının bağlantı stabilitesi, mikro hareket ve stres dağılımı açısından farklı biyomekanik özellikler gösterdiği bildirilmektedir [63, 64].

Termomekanik yaşlandırma ve sonrasında uygulanan kırılma testleri, restorasyonların uzun dönem klinik koşullar altındaki mekanik performansını değerlendirmek amacıyla kullanılan standart in vitro yöntemlerdir [60]. Bu testler de kırıkların lokalizasyonu ve tipi incelenerek sistemin genel mekanik davranışı hakkında bilgi elde edilmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, ağız ortamında farklı streslere maruz kaldıkları için dayanıklı materyallerden üretilmektedirler. Fonksiyon sırasında; gerilimler, eğilmeler, sıkışma ve makaslama gibi farklı kuvvetler oluşabilmektedir. Kırılma dayanımı, bir malzemenin kırılmaya karşı koyma kabiliyetidir ve çekme, basma veya eğilme gibi uygulanan yükleme moduna göre özel olarak belirlenmektedir [65, 66].

Dental malzemelerin başarısızlığını değerlendirmek amacıyla literatürde farklı kırılma dayanıklılığı testleri tanımlanmıştır. Bu testler arasında tek kenar çentik (SEN) üç nokta bükülme testi, kısa çubuk kırılma tokluğu testleri, kompakt germe testi, çift burma testi ve konik yarılma testi yer almaktadır [67]. Bununla birlikte, bu testler daha çok malzemelerin içsel mekanik özelliklerini değerlendirmeye yönelik olup, implant destekli restorasyonların klinik koşullar altındaki davranışını tam olarak yansıtmayabilmektedir. Bu nedenle, implant destekli restorasyonların değerlendirilmesinde statik kırılma dayanımı testleri (load-to-failure) de yaygın olarak kullanılmaktadır [68].

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyaller in vitro olarak test edildiğinde, materyallerin saklandıkları koşulların ağız ortamını taklit etmesi de oldukça önemlidir [69].

2.6.1. Sıvı ortamda bekletme ile yaşlandırma

Diş siman arasındaki bağlantıyı sağlayan hibrit tabakasındaki kollajen veya polimer bileşenlerin biyolojik yıkımı, bağlanma direncini etkilemektedir. Bunun sebebi; hidroliz, yetersiz polimerizasyon, homojen olmayan polimer dağılımı ve rezin tagların uygun şekilde oluşmaması olabilmektedir [69, 70]. Bu şekilde yaşlandırmayı taklit edebilmek için %10'luk NaOCI solüsyonu proteinleri yıkan bir ajan olarak kullanılabilmektedir. Normalden hızlı şekilde ağız içerisindeki yıkımı taklit edebilen bu solüsyon hibrit tabakasını çözerek organik bileşenleri ortadan kaldırmaktadır [71].

Enzimler kullanılarak yapılan yaşlandırma yönteminde ise; örneklerin bekletildiği sıvıya matriks metalloproteinaz, sistin proteinaz ve serin proteinaz gibi tükürükte bulunan enzimler ilave edilmektedir. Bu enzimler yardımıyla dentinin organik matriksinin yıkımı meydana gelmektedir [72].

Bazı çalışmalarda ise pH döngüsü kullanılarak örneklerin yaşlandırılması amaçlanmıştır. 1986'da Featherstone ve ark'ları tarafından, örneklerin pH'ı 4,3 olan asit çözeltisinde 37°C'de 6 saat bekletilmesinden sonra, yapay tükürükte 37°C'de 17 saat saklanması önerilmiştir. Bu yöntemin kullanıldığı çalışmalarda, rezin bazlı restoratif materyallerin distile su veya yapay tükürükte saklamaya göre daha fazla mikromorfolojik hasara uğradığı bildirilmiştir [72, 73].

Örneklerin suda yaşlandırılması ise, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Adeziv yüzeyde bozunmaları en çok etkileyen sebeplerden biri suyun varlığı iken, bu etki asitle ve yıkama tipi adeziv sistemler kullanıldığında daha da belirgindir. Suda bekletmeden sonra oluşan ara yüz bozunması 2 farklı türde olabilmektedir. Bunlardan birincisi; hibrit tabakanın organik kısmının suya maruz kalması ile bozunması şeklindeyken ikincisi; rezinin bozulması şeklinde olmaktadır. Bunun bir sonucu olarak zamanla ara yüzde mikro boşluklar oluşmakta ve zamanla ağız sıvısı, enzimler veya bakterilerin nüfuz etmesiyle rezin materyalin bozunması ve bağlantı başarısızlıkları meydana gelmektedir [72].

2.6.2. Termosiklus ile yaşlandırma

Termosiklus; yeme, içme ve nefes almanın neden olduğu ağız boşluğunda meydana gelen termal değişiklikleri simüle ederek, bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir termal yaşlandırma yöntemidir [60]. Suda 5 °C ve 55 °C arası 500 termosiklus döngüsü uygun bir yapay yaşlandırma prosedürü olarak kabul edilmektedir. Bu yöntem sıcak su yardımıyla ara yüzde hidrolizi stimüle ederek, polimerizasyonu tamamlanmamış rezin monomerlerin açığa çıkmasını hızlandırarak ve termal büzülme ile birlikte genleşme katsayısı farkı sonucu diş ve restoratif materyal arasında büzülme ve genleşme stresleri meydana getirerek yaşlandırma yapmaktadır [70].

2.6.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma

Dişler ve restorasyonlar, çiğneme, yutma ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar sebebiyle sürekli olarak strese maruz kalmaktadır [72]. Bu stresler, diş dokusu ve restorasyon ara yüzünün bozulmasını ve uzun süreli sağ kalım oranını tehlikeye atacak bazı mikro çatlakları indüklemektedir [74]. Mekanik yaşlanma prosedürlerinde dikkat edilecek parametreler; numunenin dayanması gereken maksimum yük, ağız içindeki kuvvetleri simüle eden döngü sayısı, her döngünün ne kadar sürdüğü, numune ile uygulanan kuvvetin yönü şeklinde sıralanabilmektedir. Mekanik yükleme döngülerinin sayısı, farklı klinik kullanım sürelerini simüle etmektedir. 250 bin döngü, 1 yıllık klinik kullanım süresini simüle ederken 1,2 milyon döngü 5 yıllık kullanımı simüle etmektedir [75]. Ayrıca uygulanan kuvvet 30 ile 250 N arasında değişebilirken, döngü frekansları da saniyede 0,5-3 döngü şeklinde değişebilmektedir. Ancak birçok çalışmada uygulanan kuvvetin yönünden bahsedilmemektedir. Tüm bu parametreler, çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı oldukça zorlaştırmaktadır [76].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in-vitro çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2023-8993 nolu proje desteğiyle, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; Ti-base, multi-unit ve multi-unit üzerine yerleştirilen titanyum koping dayanaklar olmak üzere farklı dayanak tipleri üzerine uygulanan monolitik zirkonya ve lityum disilikat kronların kırılma dayanımı değerlendirildi. Çalışmada kullanılan implantlar, dayanaklar ve restoratif materyaller Çizelge 3.1'de gösterilmektedir, oluşturulan deneysel gruplar dayanak tipi ve kron materyaline göre sınıflandırılmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Materyal Türü	Üretici	LOT Numarası
T6 Standard Bone Level Implant	Ti-6Al-4V Grade 5 titanyum alaşımı; kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzey	NucleOSS, İzmir, Türkiye	1234527
Ti-base dayanak	Ti-6Al-4V ELI titanyum alaşımı	NucleOSS, İzmir, Türkiye	2432934
Multi-unit dayanak	Ti-6Al-4V ELI titanyum alaşımı	NucleOSS, İzmir, Türkiye	2422578
ST-C multilayer zirkonya disk	%4 mol itriyum ile stabilize zirkonya	KINGCH, Hebei, Çin	21082811139818A1
VIA HT lityum disilikat blok	Lityum disilikat cam seramik	Redon Technology, İstanbul, Türkiye	L8240104011-033
Porcelain Etch (%9 HF)	%9 hidroflorik asit jel	Ultradent, South Jordan, ABD	BRP2X
Ultradent Silane	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan	Ultradent, South Jordan, ABD	BRP2X
G-CEM ONE rezin siman	UDMA, TEGDMA, MDP içeren dual-cure sistem	GC Corp., Tokyo, Japonya	2305241
Charisma Smart kompozit rezin	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA matriks	Kulzer GmbH, Hanau, Almanya	K010096

*Üretan dimetakrilat, **Trietilen glikol dimetakrilat, ***10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat, ****Bisfenol A glisidil metakrilat

Çizelge 3.2. Deneysel gruplar

Deneysel Grup	Dayanak Tipi	Restoratif Materyal
Grup 1	Multi-unit dayanak	Lityum disilikat
Grup 2	Multi-unit dayanak	Monolitik zirkonya
Grup 3	Ti-base dayanak	Lityum disilikat
Grup 4	Ti-base dayanak	Monolitik zirkonya
Grup 5	Multi-unit dayanak + titanyum koping	Lityum disilikat
Grup 6	Multi-unit dayanak + titanyum koping	Monolitik zirkonya

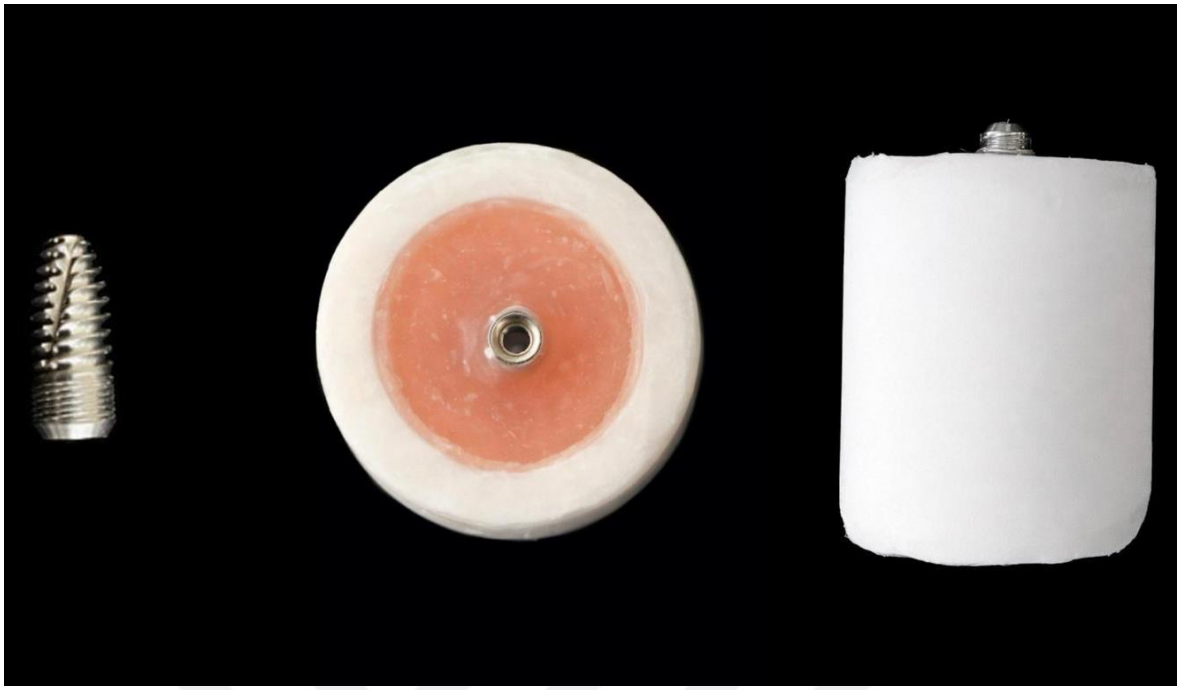
Çalışmanın iş akışı;

1. Dental implantların akrilik rezin içerisine yerleştirilmesi
2. Farklı tip dayanakların implantlara yerleştirilmesi
3. Dayanakların uygun tarayıcı başlıklar kullanılarak dijital olarak taranması
4. Dijital modellerin bilgisayar ortamında oluşturulması
5. Mandibular ikinci premolar kronların bilgisayar destekli tasarımının gerçekleştirilmesi
6. Monolitik zirkonya ve lityum disilikat kronların dijital ortamda tasarlanmasının ardından frezelenerek üretilmesi
7. Kronların ilgili dayanak tiplerine vidalanması
8. Üretici firma önerilerine uygun tork değerleriyle vidaların sıkılması
9. Örneklerin termomekanik yaşlandırma protokolüne tabi tutulması
10. Universal test cihazında maksimum kırılma dayanımı testinin gerçekleştirilmesi
11. Kırılma sonrası örneklerin stereomikroskop altında incelenmesi
12. Kırık tiplerinin ve kırılma modlarının değerlendirilmesidir.

3.1. Dental implantların akrilik rezin içerisine gömülmesi

Tez çalışmamızda deneylere başlamadan önce kullanılacak örnek sayısını belirlemek amacıyla power analizi gerçekleştirildi. Yapılan power analizi sonucunda, her grup için 11 örnek olacak şekilde toplam 66 dental implant çalışmaya dahil edildi. Çalışmada kullanılan implantlar (T6 Standard Bone Level Implant, Ø3.5 mm × 11.5 mm, NucleOSS, maxicell® surface, İzmir, Turkey), üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanmış oto-polimerizan akrilik rezin içerisine, implantların uzun eksenleri rezin yüzeyine dik olacak şekilde yerleştirildi. İmplantların boyun seviyeleri rezin yüzeyi ile aynı hizaya gelecek şekilde konumlandırıldı (Resim 3.1).

İmplant yerleştirme işlemi sırasında tüm örneklerde standardizasyonun sağlanmasına özen gösterildi. Akrilik rezin polimerizasyonu sırasında oluşabilecek ısının implant–rezin ara yüzeyini etkilememesi amacıyla, rezin sertleşme süreci kontrollü şekilde gerçekleştirildi. Yerleştirilen implantlar daha sonraki protetik işlemler için oda sıcaklığında muhafaza edildi.

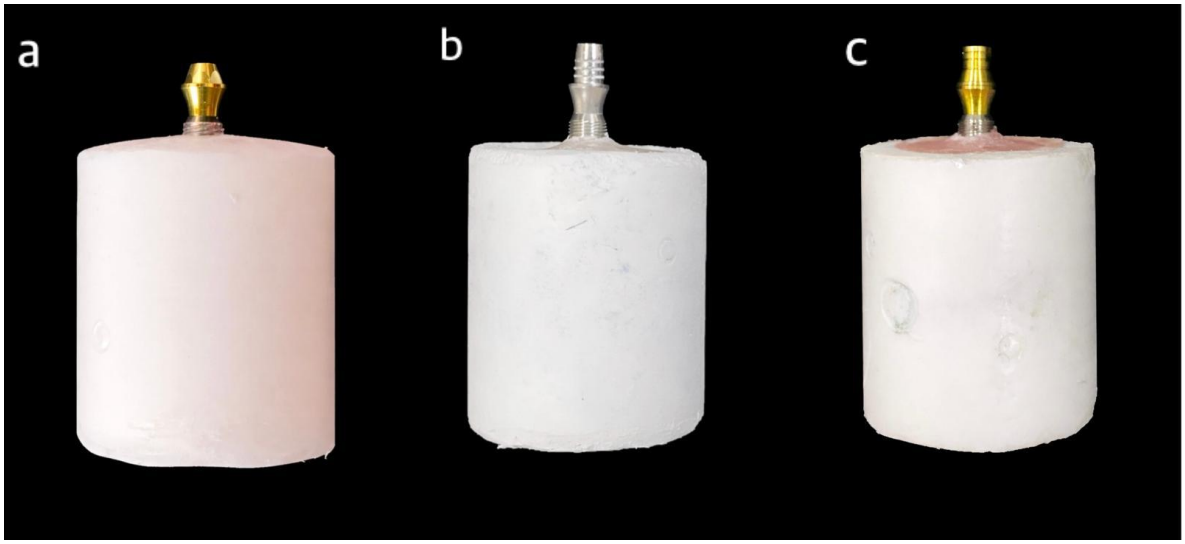


Resim 3.1. Akrilik rezine gömülmüş implant

3.2. Dayanakların İmplantlara Yerleştirilmesi

Bu çalışmada implant destekli restorasyonlarda farklı protetik tasarımların etkisini değerlendirmek amacıyla üç farklı dayanak konfigürasyonu kullanıldı: Ti-base dayanaklar, multi-unit dayanaklar ve multi-unit dayanaklar üzerine yerleştirilen titanyum kopingler.

Çalışmada kullanılan dayanaklar ve bağlantı komponentleri, üretici firmanın talimatları doğrultusunda ilgili implantlara yerleştirildi (Resim 3.2). Multi-unit dayanaklar (NucleOSS, 2,5 mm yükseklik) ve Ti-base dayanaklar (NucleOSS, 2,4 mm yükseklik) implant platformlarına yerleştirildikten sonra, bağlantı vidaları tork anahtarı (Resim 3.3) kullanılarak 30 Ncm tork değeri ile sıkıldı. Multi-unit dayanaklar üzerine yerleştirilen titanyum kopingler (NucleOSS) de, koping vidaları üretici önerileri doğrultusunda 15 Ncm tork değeri ile sıkıldı. Tüm yerleştirme ve torklama işlemleri, örnekler arasında standardizasyonun sağlanması amacıyla aynı operatör tarafından gerçekleştirildi.



Resim 3.2. Dayanak tipleri, (a) Multi-unit dayanak, (b) Ti-base dayanak, (c) Multi-unit üzerine simante edilmiş titanyum koping



Resim 3.3. Tork ve Anahtar

3.3. Seramik Kronların Hazırlanması

Dayanakların yerleştirilmesi ve torklanmasının ardından, dayanaklar ilgili tarayıcı başlıkları kullanılarak masaüstü bir laboratuvar tarayıcısı ile dijital olarak tarandı. Tarama işlemleri, QScan masaüstü dental tarayıcı (UP3D Co., Ltd., Shenzhen, China) (Resim 3.4) kullanılarak gerçekleştirildi. Elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak dijital modeller oluşturuldu.

Oluşturulan dijital modeller üzerinde, mandibular ikinci premolar diş referans alınarak kronlar, UPCAM yazılımı (UP3D V3.0c) kullanılarak tasarlandı. Tüm örneklerde standart

bir tasarım yapıldı; oklüzal morfoloji, aksiyal konturlar ve marjinal sınırlar tüm kronlarda aynı olacak şekilde belirlendi. Kron tasarımlarında üretici firmaların minimum oklüzal kalınlık önerileri dikkate alındı ve oklüzal kalınlık 0,5–1,5 mm aralığında olacak şekilde, santral sulkustan dayanağın üst yüzeyine kadar uzanacak biçimde düzenlendi.



Resim 3.4. Tarayıcı

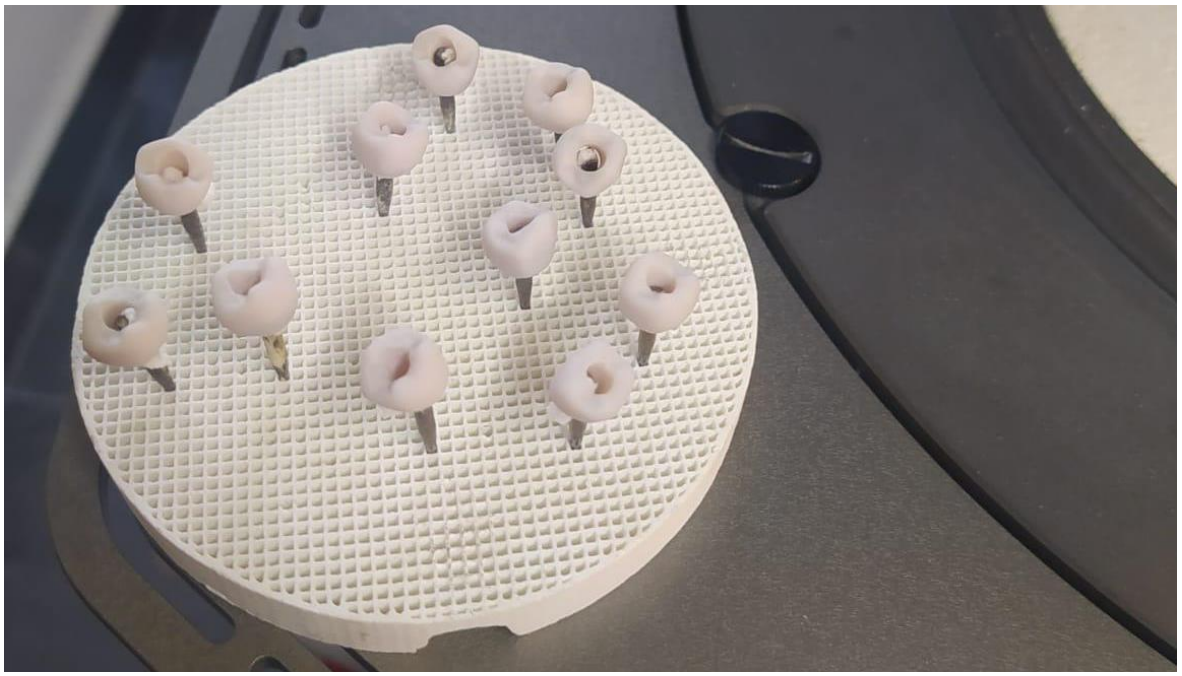
Tasarım aşamasında, tüm kronlar için standart bir geometrinin sağlanması amacıyla bukkolingual genişlik 8,5 mm, toplam oklüzoservikal yükseklik 11,5 mm ve marjinal duvar kalınlığı 0,8 mm olarak belirlendi. Aksiyal duvar yüksekliği 7 mm olacak şekilde ayarlandı ve tüm dayanak tiplerinde standart bir yapı elde edilmesi amacıyla, kronların iç yüzeyine 2 mm yüksekliğinde ve 3,8 mm çapında bir bağlantı ara yüzüne sahip iç destek postu eklendi.

Tasarımı tamamlanan kronlar, frezeleme işlemiyle üretildi. Bu kapsamda, 33 adet monolitik zirkonya ve 33 adet monolitik lityum disilikat olmak üzere toplam 66 adet kron üretildi.

Frezeleme işlemleri, Redon Hybrid frezeleme cihazı (Redon Technology, Bursa, Türkiye) (Resim 3.5) kullanılarak gerçekleştirildi ve tüm kronlar aynı üretim protokolü izlenerek hazırlandı (Resim 3.6).



Resim 3.5. Frezeleme cihazı



Resim 3.6. Kronların üretilmesi

3.4. Kronların Dayanaklara Yerleştirilmesi

Üretimi tamamlanan monolitik zirkonya ve monolitik lityum disilikat kronlarda, ilgili dayanak tiplerine uygulanmadan önce simantasyon yüzeyleri hazırlandı. Simantasyon işlemi uygulanacak kronlarda, restoratif materyale özgü yüzey işlemleri üretici firmaların önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi.

3.4.1. Monolitik zirkonya ve lityum disilikat restorasyonların iç yüzeyinin hazırlanması

Monolitik zirkonya kronların iç yüzeyleri, 50 µm alüminyum oksit ile 10 sn süreyle kumlandı; ardından yıkama işlemi yapılarak kurutuldu. Kumlama işlemini takiben, zirkonya yüzeylerine MDP içeren primer (Zirconia Prime, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) (Resim 3.7) uygulandı ve 20 sn bekletildikten sonra hava ile kurutuldu.



Resim 3.7. Primer

Monolitik lityum disilikat kronların iç yüzeyleri ise %9 hidroflorik asit (Ultradent Porcelain Etch) ile 90 sn süreyle pürüzlendirildi; yıkama ve kurutma işlemlerinin ardından silan ajanı (Ultradent Silane) (Resim 3.8) uygulandı ve 60 sn bekletilerek hava ile kurutuldu.



Resim 3.8. Hidroflorik asit ve silan

3.4.2. Kronların simantasyonu, vidalanması ve torklanması

Yüzey işlemleri tamamlanan kronlar, Ti-base dayanaklar ve multi-unit dayanaklar üzerine yerleştirilen titanyum kopingler üzerine kendiliğinden polimerize olan rezin siman (G-CEM ONE™ self-adhesive resin luting agent, GC Corp., Tokyo, Japan) (Resim 3.9) kullanılarak simante edildi. Simantasyonun ardından, fazla siman bir mikro fırça yardımıyla uzaklaştırıldı ve restorasyonlar her yüzeyden 20 sn süreyle LED ışık cihazı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) (Resim 3.10) kullanılarak polimerize edildi.



Resim 3.9. Rezin siman

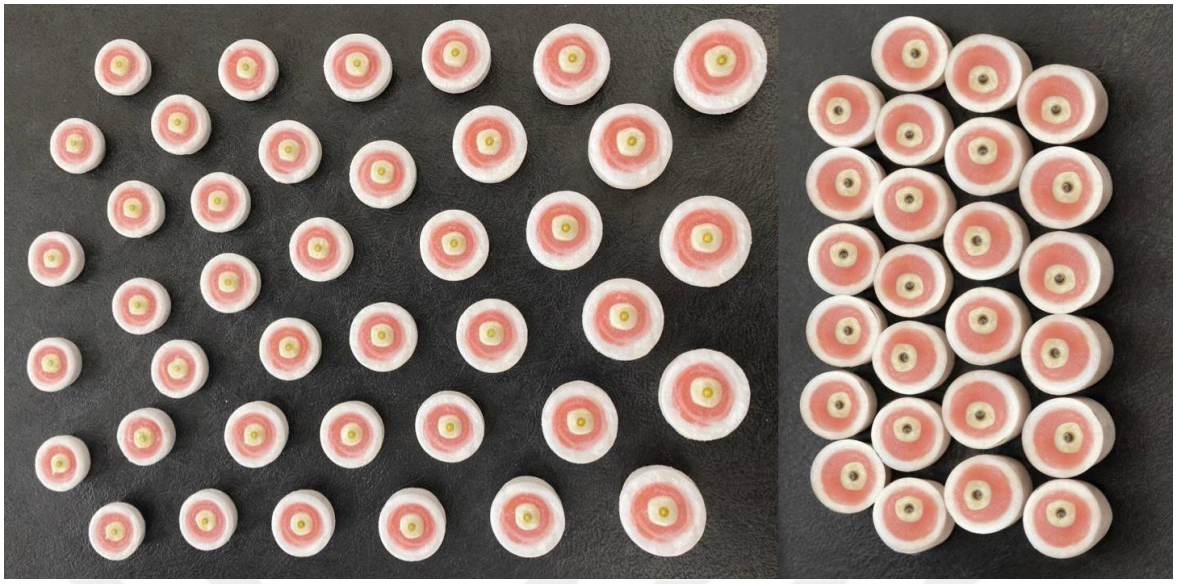


Resim 3.10. LED ışık cihazı

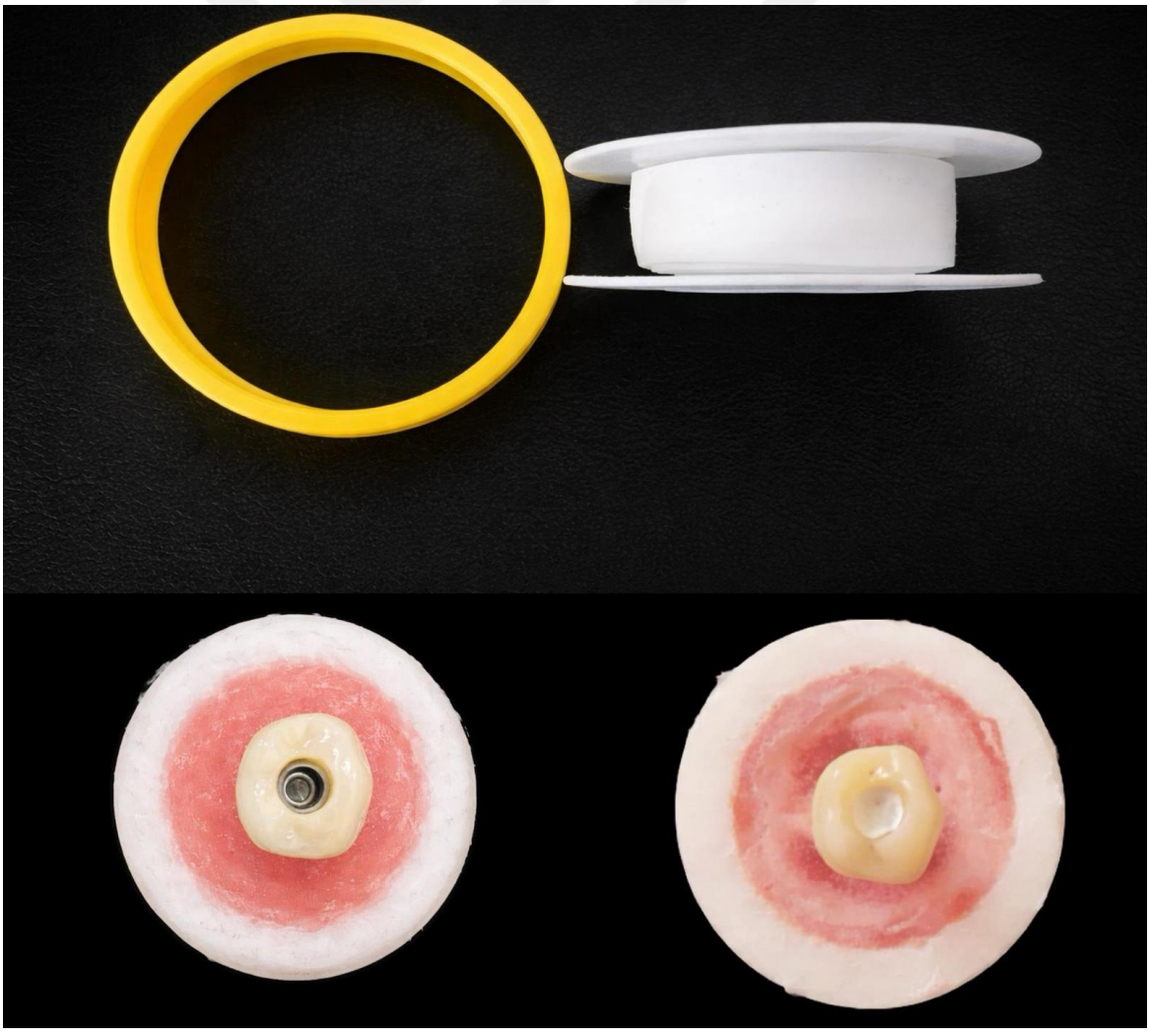
Multi-unit dayanak kullanılan konfigürasyonlarda, kronlar multi-unit tabanlara vidalı olarak yerleştirildi ve bağlantı vidaları 15 Ncm tork değeri ile tork anahtarı kullanılarak sıkıldı. Ti-base dayanak kullanılan konfigürasyonlarda ise, simantasyon işleminin ardından restorasyonlar implantlara yerleştirildi ve bağlantı vidaları üretici firma önerileri doğrultusunda 30 Ncm tork değeri ile sıkıldı.

Vida–dayanak–implant arayüzünde oluşabilecek yerleşme (settling) etkisini minimize etmek amacıyla, ilk torklama işleminden 10 dk sonra bağlantı vidalarına aynı tork değerleri korunarak yeniden tork uygulandı (Resim 3.11).

Tüm vidalama ve simantasyon işlemleri sırasında aynı protokol izlendi ve örnekler arasında standardizasyonun sağlanmasına özen gösterildi. İşlemlerin tamamı, aynı operatör tarafından gerçekleştirildi. Vida erişim delikleri, öncelikle teflon bant ile izole edildi (Resim 3.12); ardından ışıkla polimerize olan kompozit rezin (Charisma Smart universal light-curing composite resin, Kulzer GmbH, Hanau, Germany) (Resim 3.13) kullanılarak 20 sn süreyle LED ışık cihazı ile polimerize edilerek kapatıldı.



Resim 3.11. Tork uygulanmış örnekler



Resim 3.12. Teflon bant uygulaması



Resim 3.13. Kompozit rezin uygulaması

3.5. Termomekanik Yaşlandırma Uygulanması

Tüm kron örnekleri, klinik koşulları simüle etmek amacıyla termomekanik yaşlandırma protokolüne tabi tutuldu. Termomekanik yaşlandırma işlemi, bir çiğneme simülatörü (Esetron Chewing Simulator, MODENTAL/Esetron, Ankara, Türkiye) (Resim 3.14) kullanılarak gerçekleştirildi. Mekanik yaşlandırma sırasında örneklere, 10–150 N yük aralığında ve 2 Hz frekansta olmak üzere toplam 100 000 döngü uygulandı. Yükleme işlemleri distile su ortamında gerçekleştirildi.

Mekanik yaşlandırma ile eş zamanlı olarak, örnekler 5 °C–55 °C sıcaklık aralığında 5 000 termal döngüye tabi tutuldu. Termal döngüler sırasında her sıcaklık banyosunda bekleme süresi 30 sn olarak uygulandı. Termomekanik yaşlandırma protokolünün tamamlanmasının ardından, örnekler kırılma dayanımı testleri için hazırlandı.



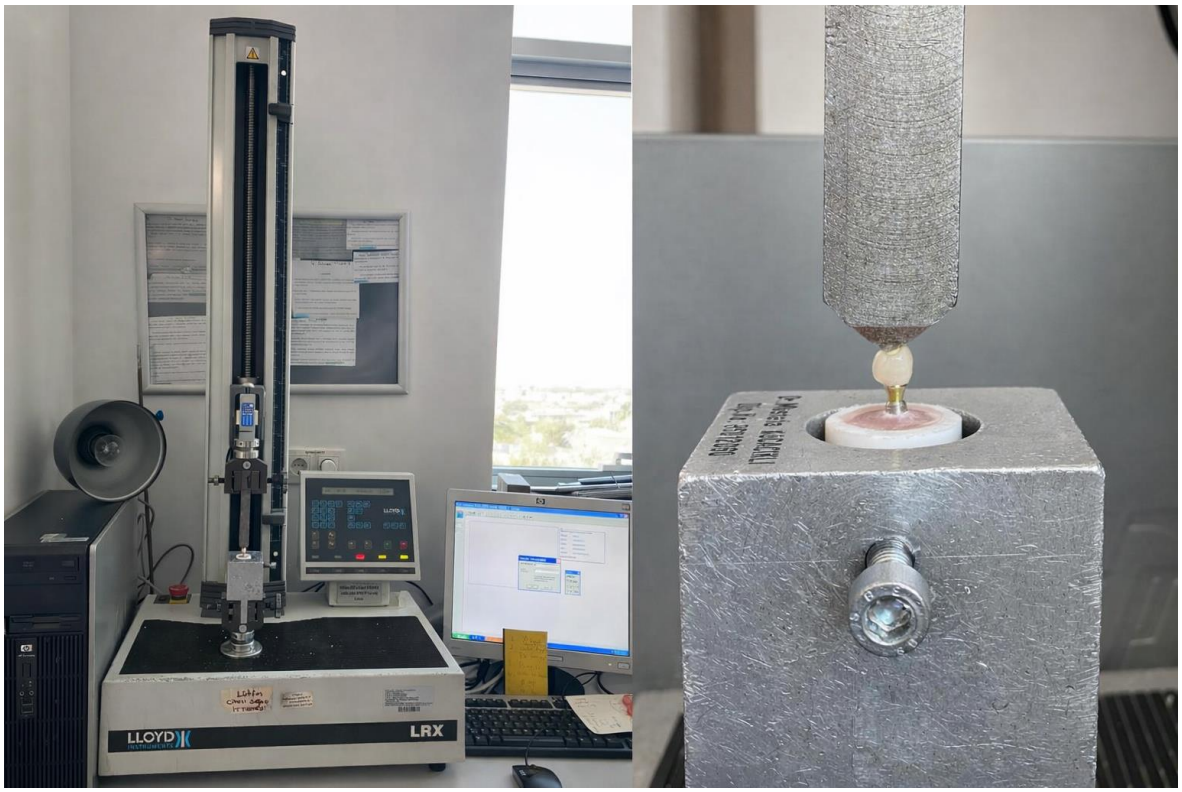
Resim 3.14. Çiğneme simülatörü

3.6. Kırılma Dayanımı Testi Uygulanması

Termomekanik yaşlandırma protokolünün tamamlanmasının ardından, tüm örneklerin maksimum kırılma dayanımı, üniversal test cihazı (Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) (Resim 3.15) kullanılarak değerlendirildi. Test sırasında, 6 mm çapında

küresel metal uç kullanılarak yük uygulandı. Yükleme işlemi, bukkal ve lingual tüberküllerle temas sağlayacak şekilde santral fossaya yönlendirildi ve 1 mm/dk sabit hızda uygulandı.

Yük uygulamasına, restorasyonlarda kırılma meydana gelene kadar devam edildi ve kırılma anındaki maksimum yük değerleri Newton (N) cinsinden kaydedildi. Elde edilen veriler istatistiksel analizler için kullanıldı.



Resim 3.15. İnstron cihazına yerleştirilen örnek

3.7. Örneklerin Işık Mikroskobu Altında İncelenmesi

Maksimum kırılma dayanımı testinin ardından tüm örnekler, kırılma tiplerinin değerlendirilmesi amacıyla 40× büyütme altında bir ışık mikroskobu (Stereomicroscope, Wild M3B, Heerbrugg, Switzerland) (Resim 3.16) kullanılarak incelendi. Bu inceleme sırasında, kırıkların lokalizasyonu ve yayılımı değerlendirildi. Ayrıca kırıkların restoratif yapı ve dayanak–bağlantı komponentleriyle olan ilişkisi incelendi.

İnceleme sonucunda, örneklerde gözlenen kırılma tipleri tanımlandı, sınıflandırıldı ve kayıt altına alındı. Elde edilen bulgular, restorasyonların mekanik davranışlarının yorumlanmasında ve ileri analizlerde temel veri olarak kullanıldı.



Resim 3.16. Işık Mikroskobu

3.8. Kırık Tiplerinin ve Kırık Modlarının Değerlendirilmesi

Işık mikroskobundaki inceleme bulguları doğrultusunda, örneklerde gözlenen kırık tipleri. Kırıklar, restoratif yapı ile ilişkilerine göre sınıflandırıldı ve kırılmanın restorasyon, dayanak veya bağlantı komponentlerinde meydana gelip gelmediği belirlendi.

Bu değerlendirme kapsamında, kırılmalar adeziv, koheziv veya karma olarak tanımlandı. Elde edilen veriler, farklı materyal ve dayanak konfigürasyonlarının mekanik davranışlarının karşılaştırılmasında kullanıldı.

3.9. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics 26 yazılımı (IBM Corp., Armonk, NY, USA) kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu değerlendirildikten sonra, varyansların homojenliği Bartlett testi ile incelendi. Dayanak tipi ve kron materyali arasındaki etkileşimin değerlendirilmesi amacıyla iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) uygulandı. Anlamlı farklılıkların belirlenmesi için Tukey çoklu karşılaştırma (post-hoc) testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $\alpha = 0,05$ olarak kabul edildi.

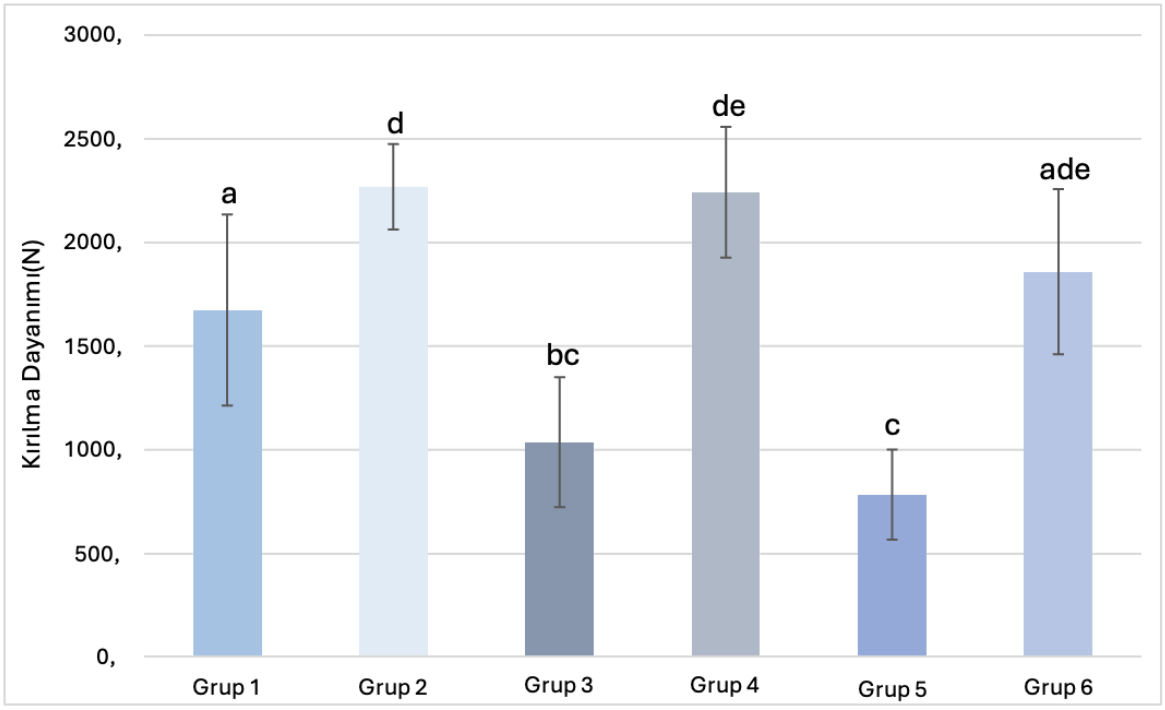
4. BULGULAR

4.1. Kırılma Dayanımı Testi Sonuçları

Test edilen materyallerin kırılma dayanımı test sonuçları, ortalama ve standart sapma değerleri; çizelge 4.1'de, bu değerlere ilişkin grafiksel dağılımlar ise şekil 4.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. Kırılma dayanımı test sonuçları (N)

	n	Ortalama (N)	Standart sapma
Grup 1	11	1674,0	461,4
Grup 2	11	2268,9	206,0
Grup 3	11	1035,6	313,7
Grup 4	11	2242,1	315,8
Grup 5	11	782,6	217,2
Grup 6	11	1858,4	398,7



Şekil 4.1. Kırılma dayanımının tüm gruplar bazında incelenmesi – sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$).

Kırılma dayanımı değerlerinin analizi, iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile yapıldı ($p<0,05$) (Çizelge 4.2). Alt grupların karşılaştırılmasında Tukey post-hoc testi kullanıldı ($p<0,05$) (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.2. Dayanak tipi ve restoratif materyalin kırılma dayanımı üzerine etkisine ilişkin iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	p
Dayanak	4661283,6	2	2330641,8	21,163*	0,000
Kron	14927958,7	1	14927958,7	135,548*	0,000
Dayanak x Kron	1124475,1	2	562237,5	5,105**	0,009
Hata	6497683,1	59	110130,2		
Toplam	27211400,5	64			
Varyasyon katsayısı	%39,36				

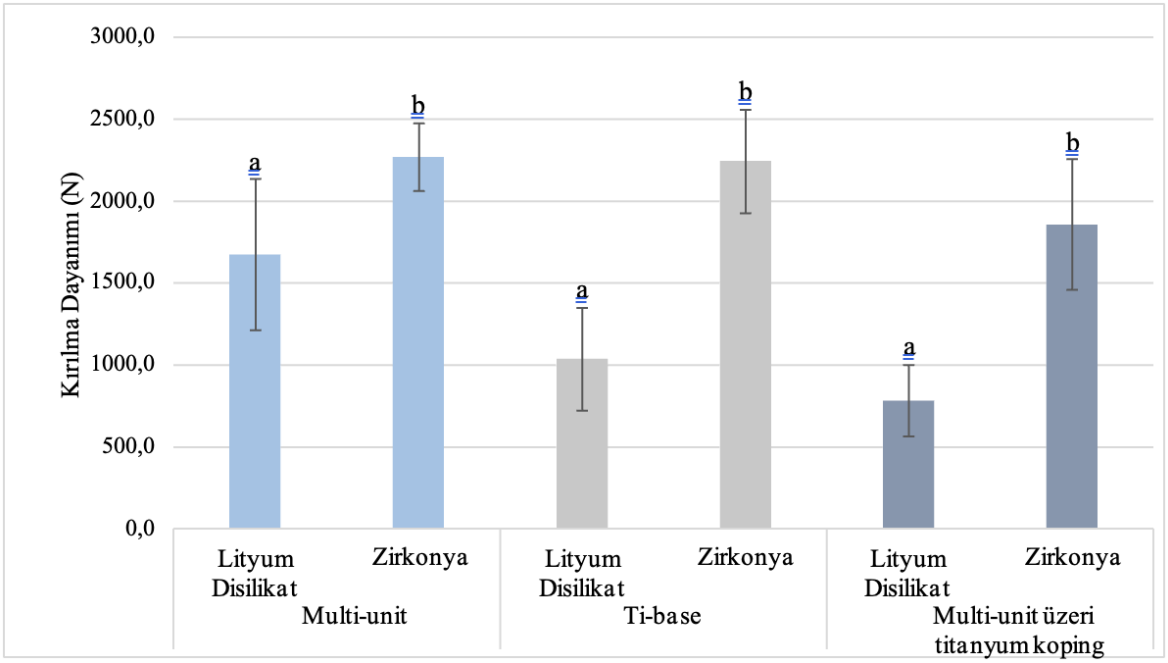
*$p<0,01$, **$p<0,001$

Çizelge 4.3. Farklı materyal ve dayanak tiplerinin kırılma dayanımı değerleri üzerine etkisine ilişkin Tukey post hoc analiz sonuçları

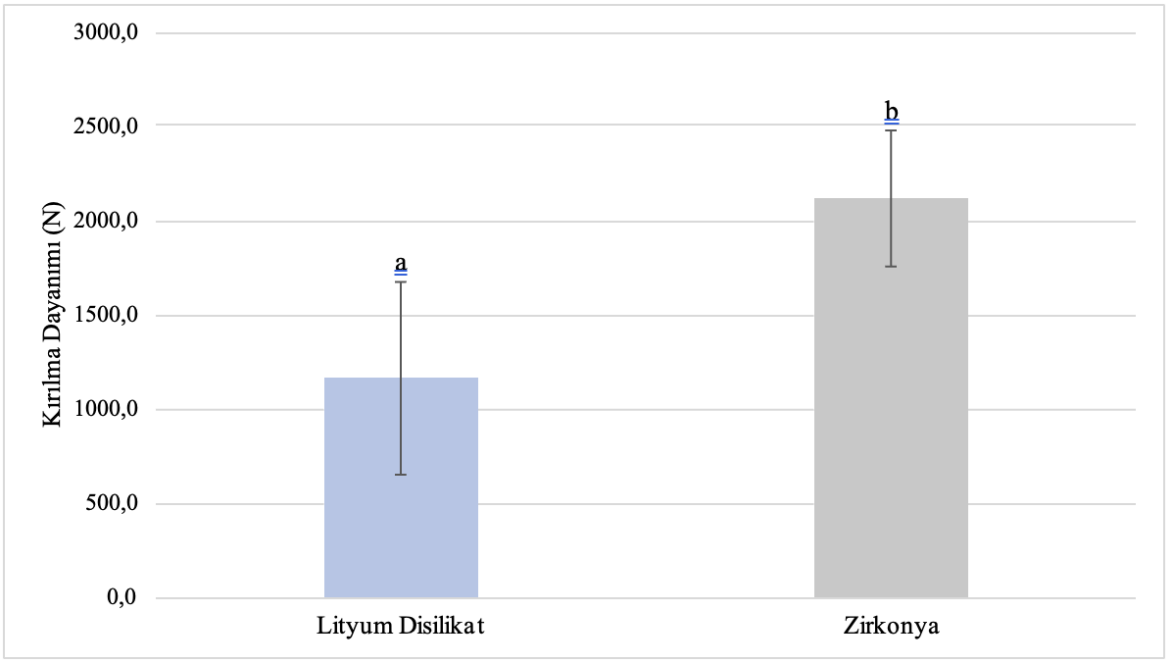
	Dayanak Tipi		
	Multi-Unit	**Ti-base**	**Multi-Unit Üzeri Titanyum Koping**
Kron Materyali			
Lityum disilikat	1674,0 ± 461,4^{Xa}	1035,6 ± 313,7^{Ya}	782,6 ± 217,2^{Ya}
Zirkonya	2268,9 ± 206,0^{Xb}	2242,1 ± 315,8^{Xb}	1858,4 ± 398,7^{Xb}

*Iki yönlü ANOVA- Tukey post hoc, Farklı harfler (^{ab} satırlar arası, ^{XY} sütunlar arası) anlamlı farklılığı ifade eder.

Materyal ve dayanak tipi etkileşimi yönünden kırılma dayanımına ilişkin ortalamalar 782,6 N ile 2268,9 N değerleri arasında gözlendi. En yüksek kırılma dayanımı değeri multi-unit dayanak üzerine uygulanan zirkonya grubunda (2268,9±206,0 N), en düşük değer ise multi-unit üzeri titanyum kopinge uygulanan lityum disilikat grubunda (782,6±217,2 N) görüldü (Çizelge 4.3). Bu değerlere ilişkin grafiksel dağılım Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te sunulmuştur.



Şekil 4.2. Alt yapı materyaline göre kron materyallerinin kırılma dayanımı değerlerini gösteren sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$).



Şekil 4.3. Kron materyallerine göre kırılma dayanımının dağılımını gösteren sütun grafiği. Farklı harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığı, aynı harfler ise anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p < 0,05$).

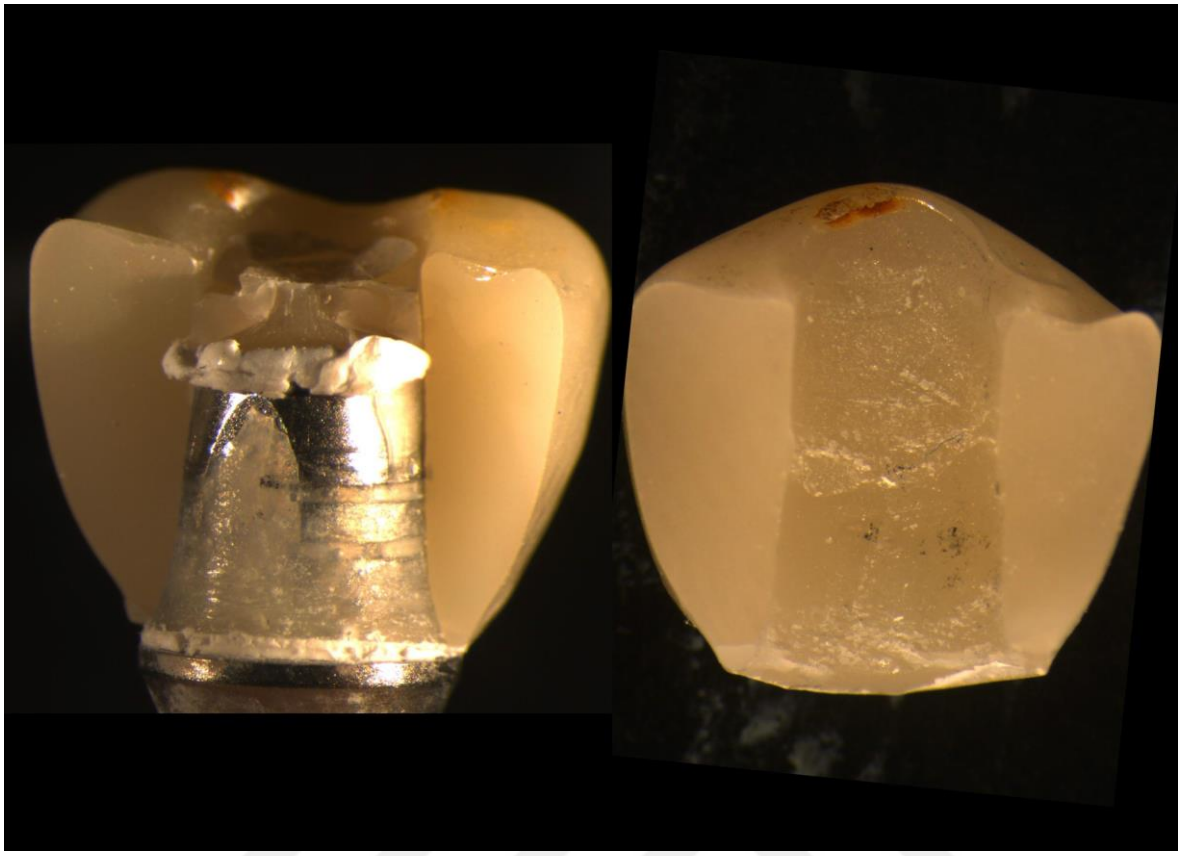
4.2. Kırık Tipinin Değerlendirilmesi

Kırık tipleri Çizelge 4.4'te gösterilmektedir. Kırık yüzeylerine ait ışık mikroskobu görüntüleri ise Resim 4.1- 4.6'da sunulmuştur.

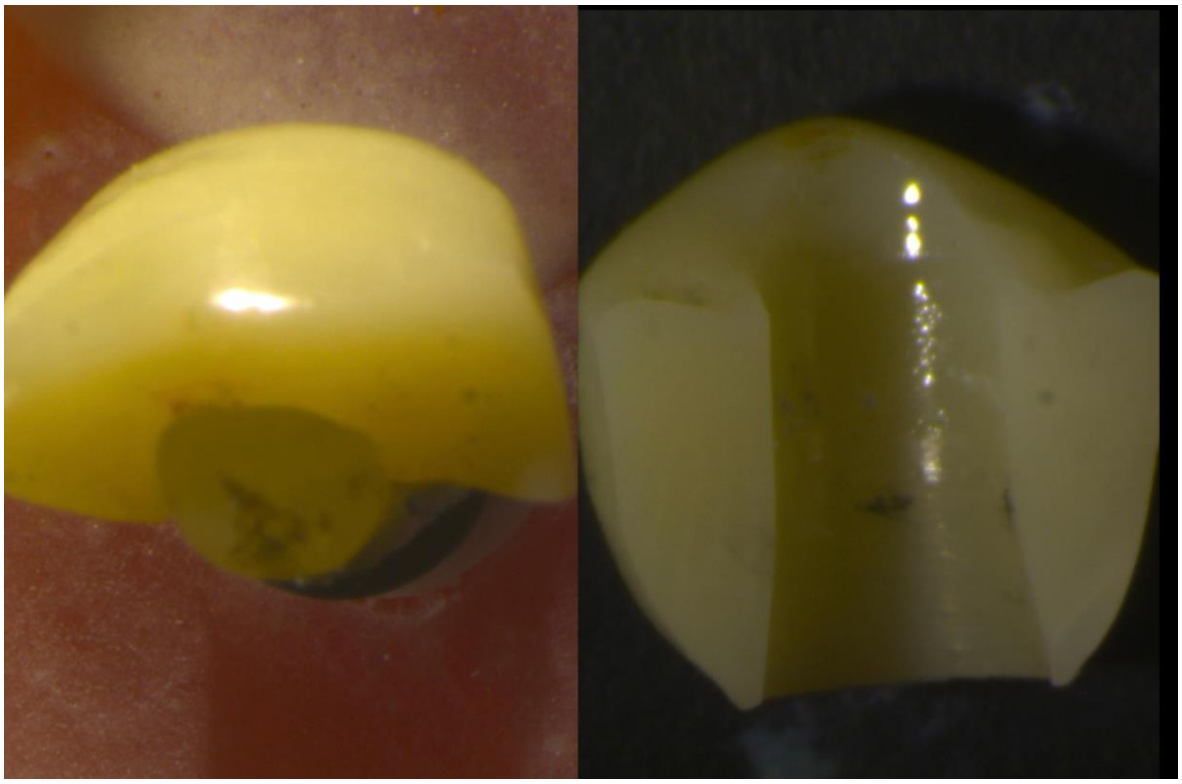
Çizelge 4.4. Gruplara göre kırık tiplerinin sayısal ve yüzdesel dağılımı

Grup	n	Adeziv n (%)	Koheziv n (%)	Karma n (%)
Grup 1	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Grup 2	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Grup 3	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Grup 4	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Grup 5	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Grup 6	11	0 (0)	11 (100%)	0 (0)
Toplam	66	0 (0)	66 (100%)	0 (0)

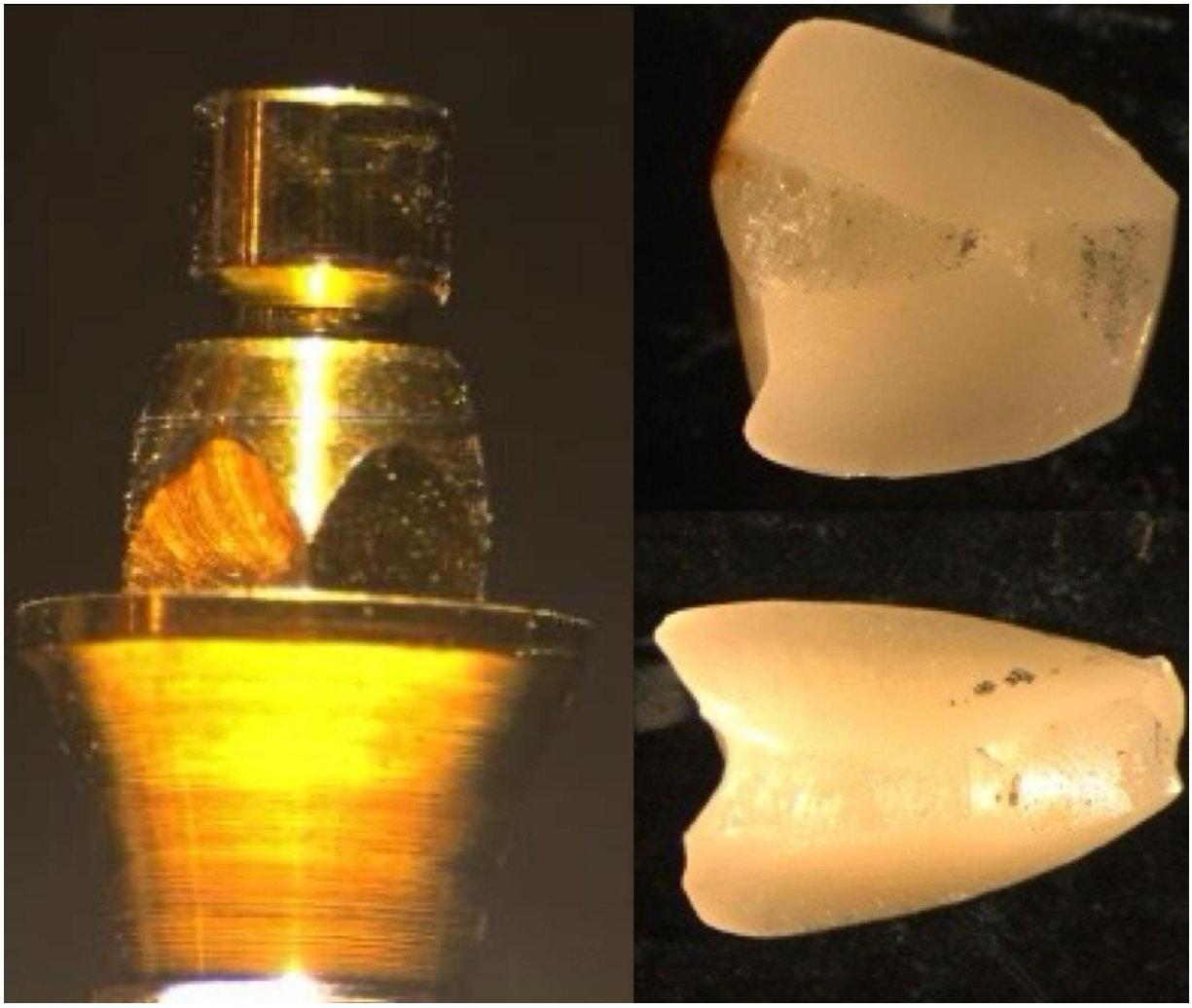
Kırık tiplerinin değerlendirilmesi sonucunda, tüm gruplarda oluşan kırıkların restoratif materyal içerisinde meydana geldiği ve tamamının koheziv karakterde olduğu belirlendi. Kırık hattının çoğunlukla kronu bukkal ve palatinal yönde iki parçaya ayıracak şekilde ilerlediği gözlendi. Ti-base gruplarında, kırık sonrası kronun bir kısmının dayanak üzerinde bağlı kaldığı izlenirken, multi-unit ve multi-unit üzerine titanyum koping kullanılan gruplarda örneklerin iki veya daha fazla parçaya ayrıldığı tespit edildi. İncelenen hiçbir örnekte; dayanak, vida veya bağlantı elemanlarında deformasyon ya da kırığa rastlanmadı.



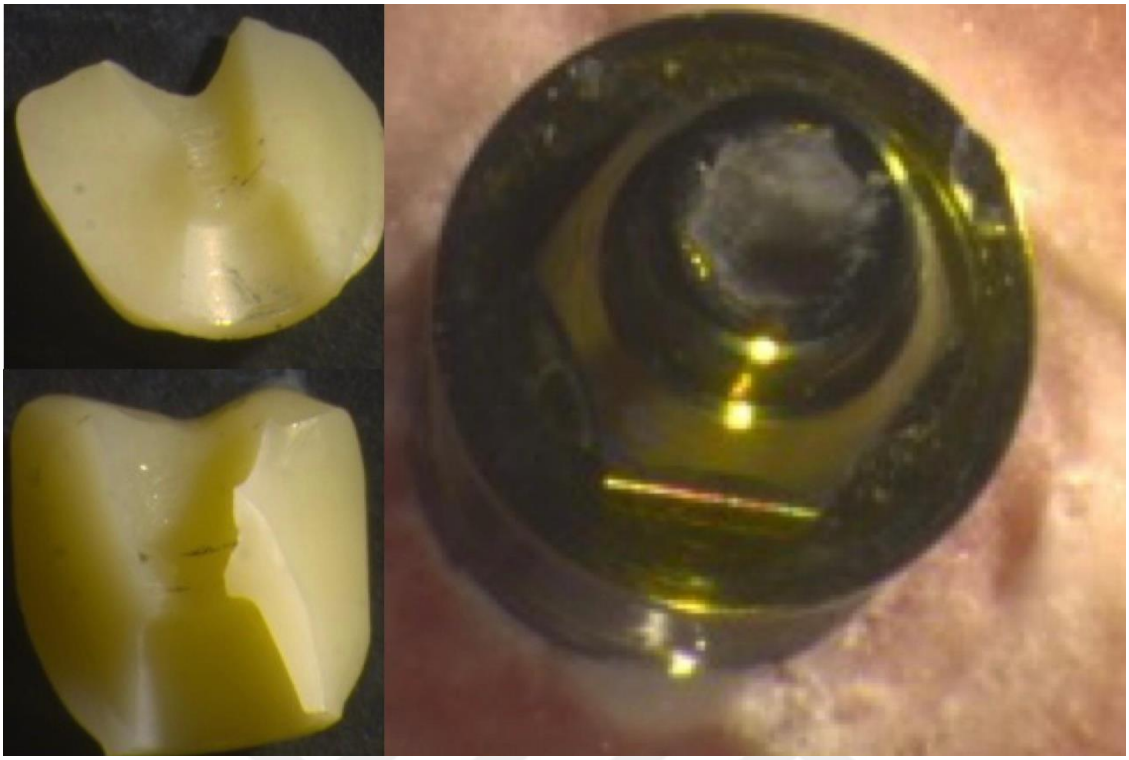
Resim 4.1. Ti-base + lityum disilikat kron



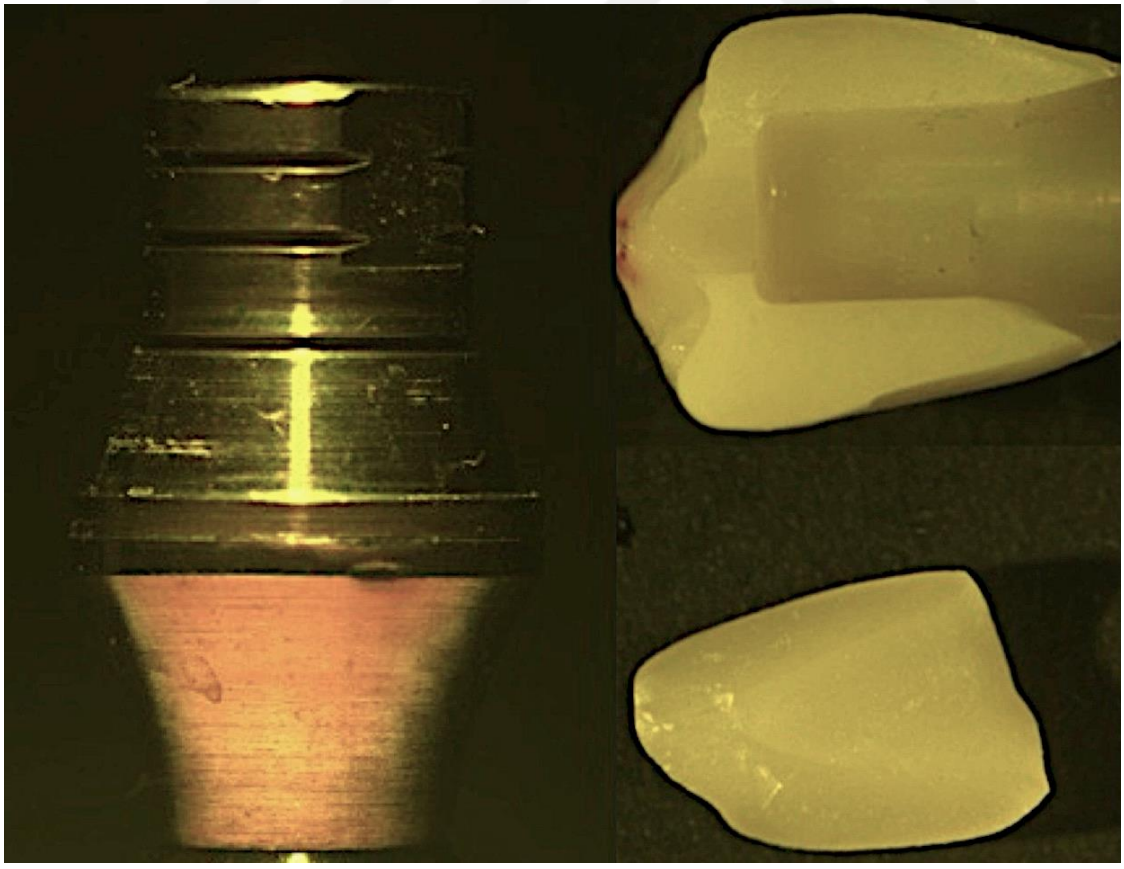
Resim 4.2. Ti-base + monolitik zirkonya kron



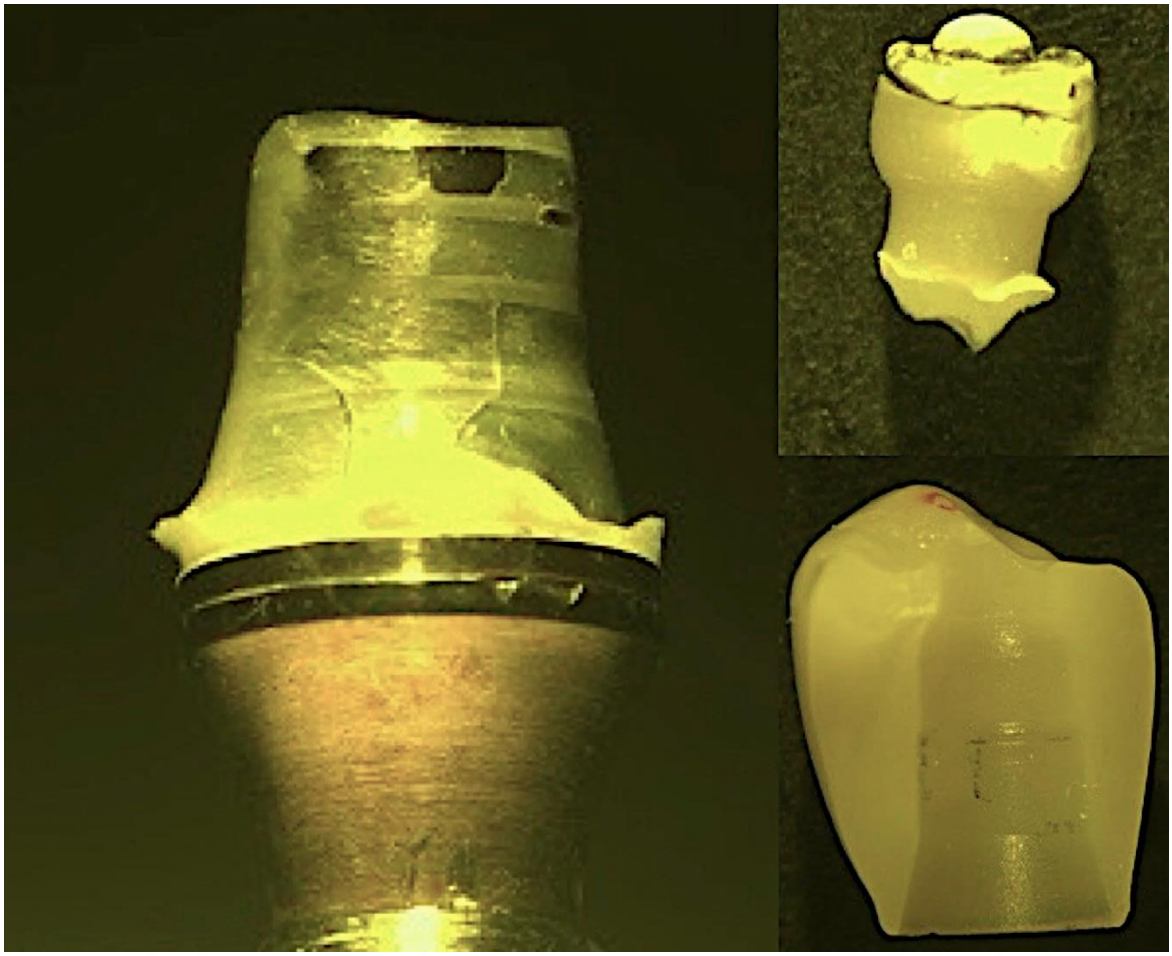
Resim 4.3. Multi-unit + lityum disilikat kron



Resim 4.4. Multi-unit + monolitik zirkonya kron



Resim 4.5. Titanyum koping üzeri multi-unit + monolitik zirkonya kron



Resim 4.6. Titanyum koping üzeri multi-unit + lityum disilikat kron

5. TARTIŞMA

İmplant diş hekimliğinde amaç, başarılı bir implant cerrahisi ve protetik restorasyon ile ilgili bölgenin fonksiyon ve estetiğinin yeniden kazandırılmasıdır. Posterior dişlerin rehabilitasyonunda tek implant destekli kronlar, yüksek sağkalım oranları nedeniyle tercih edilen tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır [77]. Bununla birlikte, osseointegrasyon için gerekli olan iyileşme süresinin uzunluğu başlıca dezavantaj olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle klinisyenlerin, hastanın tedavi süresini kısaltacak uygun restoratif materyal ve teknikleri bir arada kullanmaları büyük önem taşımaktadır [61, 78].

Başarılı ve uzun ömürlü bir implant destekli restorasyon elde edebilmek için protetik bileşenlerin doğru seçimi temel unsurlardan biridir [78]. Bu seçim; maliyet, üretim kolaylığı, estetik gereksinimler, oklüzyon ve kullanılacak restoratif materyalin klinik performansı gibi birçok faktörden etkilenmektedir [61, 79].

Cerrahi teknik ve implantın fonksiyonel yük taşıma kapasitesi kadar, protetik aşamalar da implant destekli kron ile çevre yumuşak ve sert dokular arasında sağlıklı ve uyumlu bir ilişkinin oluşturulmasında kritik öneme sahiptir [80]. Metal-seramik kronlar, uzun yıllardır klinik kullanımda olan ve düşük komplikasyon oranı ile yüksek sağkalım oranına sahip, güvenilir bir tedavi seçeneğidir. Ancak estetik açıdan sınırlı olmaları ve üretim sürecinin zaman alıcı olması önemli dezavantajları arasında yer almaktadır [81].

Bu nedenlerle tam seramik materyaller, metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak geliştirilmiş ve klinik uygulamada yaygınlaşmıştır. Metal-seramik kronlarla karşılaştırıldığında tam seramik kronlar; üstün estetik özellikler, dişeti kenarında daha az renklenme ve daha düşük bakteriyel tutulum gibi avantajlar sunmaktadır [82]. Ayrıca BDT/BDÜ teknolojileri sayesinde üretim sürecinin daha hızlı ve standardize edilebilir olması da önemli bir üstünlük sağlamaktadır. Bununla birlikte seramik kronların yapısal özellikleri gereği kırılmaya karşı dirençlerinin görece düşük olması, mekanik dayanım ve klinik performans açısından dikkatli değerlendirilmesini gerektirmektedir [83].

Tek implant destekli kronların üretim süreci, intraoral tarayıcıların klinik pratiğe girmesi ve rutin olarak kullanılmaya başlanmasıyla birlikte daha sade ve verimli hale gelmiştir [84]. Dijital iş akışının benimsenmesi, klinik ile dental laboratuvar arasındaki süreçleri kolaylaştırmış; bazı durumlarda restorasyonların doğrudan klinik ortamda üretilebilmesine olanak tanımıştır. Bu sayede BDT/BDÜ teknolojisi ile frezelenen monolitik materyaller

kullanılarak protetik dayanaklar ile geçici ve daimi kronlar daha kontrollü ve standardize bir şekilde üretilebilmektedir. [84, 85]. Bu doğrultuda, dijital iş akışına uygunluğu, klinik uygulama kolaylığı ve güncel protetik yaklaşımları yansıtması nedeniyle bu tez çalışmasında tek implant destekli kron restorasyonlarının değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Dijital sistemlerde implant restorasyonlarının üretimi amacıyla zirkonya, lityum disilikat cam seramikler, hibrit seramikler ve çeşitli polimer bloklar önerilmektedir [84, 85]. Monolitik kronlar, özellikle zirkonya altyapılı çok katmanlı restorasyonlarda sıklıkla bildirilen veneer porselen kırıkları (chipping) gibi teknik komplikasyonların azalmasına katkı sağlamaları nedeniyle etkili bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır [86]. Hem lityum disilikat cam seramikler hem de itriya ile stabilize edilmiş zirkonya, yüksek elastisite modülüne sahip materyaller olup yüksek oklüzal kuvvetlere karşı direnç gösterebilmektedir [87]. Çalışmamızda, üst yapı materyali olarak monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik kronlar tercih edilmiştir. Bu materyaller, implant destekli restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan ve hem estetik hem de mekanik özellikleri açısından klinik olarak başarılı sonuçlar gösteren tam seramik sistemlerdir [88]. Monolitik zirkonya yüksek kırılma dayanımı ve kırılma tokluğu sayesinde özellikle posterior bölgede güvenilir bir seçenek olarak kabul edilirken, lityum disilikat cam seramikler üstün translüsensi ve estetik özellikleri nedeniyle klinik uygulamada sıklıkla tercih edilmektedir [51, 89]. Bu iki materyalin mekanik özelliklerinin farklı olması, implant destekli kron restorasyonlarında üst yapı materyalinin restorasyonun kırılma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesini önemli hale getirmektedir [90]. Bu nedenle çalışmamızda, implant destekli restorasyonlarda sık kullanılan bu iki farklı seramik üst yapı materyalinin mekanik performanslarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Materyal özelliklerinin yanı sıra önemli bir diğer protetik husus; kronun dayanağa vida tutuculu mu yoksa siman tutuculu mu bağlanacağıdır. Siman tutuculu restorasyonlar, vida tutuculu implant restorasyonlarında görülebilen estetik ve fonksiyonel sınırlılıkların yanı sıra uygun olmayan implant açılanmasına bağlı sorunları gidermek amacıyla geliştirilmiştir [91]. Bununla birlikte, Staubli ve ark. tarafından yapılan bir sistematik derlemede, siman tutuculu implant restorasyonlarında peri-implantitis ve/veya mukozitis oranlarının %1.9 ile %75 arasında değiştiği ve vakaların %33–100'ünde fazla siman varlığı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir [92]. Bu nedenle siman tutuculu restorasyonlarda, artık simanın eksiksiz bir şekilde uzaklaştırılması, implantın uzun dönem biyolojik başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Buna karşılık vida tutuculu restorasyonlarda, her klinik uyumlandırma aşamasında

vidanın çıkarılıp yeniden yerleştirilmesi ve restorasyon uyumunun radyografik olarak doğrulanması gerekliliği, uygulama süresini uzatabilmektedir [93].

Siman tutuculu ve vida tutuculu protezler arasında seçim yapılırken, biyolojik ve teknik faktörlerin birlikte değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır. Siman tutuculu restorasyonlar, özellikle estetik bölgelerde implantın ideal aksiyel konumda yerleştirilemediği durumlarda, labial bölgede ortaya çıkabilecek vida erişim kanalının estetik açıdan oluşturabileceği olumsuz görünümü ortadan kaldırmak amacıyla sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte, vida tutuculu protezlerde pasif uyumun sağlanabilmesi ve estetik açıdan uygun bir restorasyon elde edilebilmesi için implantın, vida erişim kanalının ideal ve estetik bir konumda yer almasına olanak sağlayacak şekilde doğru konumlandırılması gerekmektedir [94, 95].

İmplant destekli tek kron restorasyonları, titanyum veya zirkonya dayanaklar üzerine uygulanabilmekte olup, her iki dayanak tipi de düşük başarısızlık ve biyolojik komplikasyon oranları göstermektedir. Titanyum, biyouyumluluğu ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle klinik uygulamada sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte, titanyum implant ile zirkonya dayanak arasındaki bağlantı yüzeyinde meydana gelebilen aşınma ve gerilim birikimi, vidalı veya simante restorasyonlarda titanyum ara yüzey içeren sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır [91, 96].

Titanyum ara yüzey dayanağı (Ti-base), adeziv olarak bağlanan titanyum taban ile üst yapı arasında entegre bir bağlantı yüzeyi sunmakta olup; simante, vidalı veya vida-siman kombinasyonlu (screw-cemented) kron restorasyonlarında kullanılabilmektedir [91]. İmplant pozisyonu bir tarama başlığı aracılığıyla dijital ortamda kaydedilmekte; kron tasarımı ve frezelenmesi sonrasında restorasyon ağız dışında Ti-base üzerine simante edilmektedir [97]. Bu yaklaşım, fazla simanın daha kontrollü biçimde uzaklaştırılmasına olanak sağlayarak peri-implantitis gelişiminde rol oynayan önemli faktörlerden birinin azaltılmasına katkıda bulunmaktadır. Restorasyonun implant üzerine yerleştirilmesinin ardından, vida üretici firmanın önerdiği tork değerine göre sıkılmakta ve vida erişim kanalı kompozit rezin ile kapatılmaktadır [8]. Bununla birlikte implant destekli restorasyonlarda protetik vidanın yönünün kontrol edilmesi ve restorasyon tasarımının optimize edilmesi amacıyla farklı dayanak sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerden biri de multi-unit dayanaklardır.

Multi-unit dayanaklar, protetik vidanın yönünü değiştirerek vida erişim deliğinin palatinal yönde konumlandırılmasına olanak sağlayabilmektedir. Daimi multi-unit dayanakların kullanılması, yumuşak dokular ile titanyum yüzey arasında daha stabil bir adaptasyon oluşmasına katkı sağlamakta ve böylece marjinal kemik rezorpsiyonunun azaltılmasına yardımcı olabilmektedir. Bununla birlikte oklüzal kuvvetler, implant vidası yerine multi-unit dayanağın küçük vidasına aktarıldığından, bu durum dayanakta rotasyon riskine neden olabilmektedir. [35, 98, 99].

Multi-unit dayanak kullanımının önemli avantajlarından biri, nihai restorasyonun daha kolay ve öngörülebilir şekilde yerleştirilebilmesidir. Bu pasif oturma özelliği, restoratif sistem üzerine aktarılan stresin azalmasına katkı sağlamaktadır. Ayrıca klinisyenler gerekli açısal düzeltmeleri doğrudan hastanın ağız içinde değerlendirebilmekte ve mevcut vertikal mesafeyi daha doğru şekilde analiz edebilmektedir [100]. Bu durum, tedavi sürecinin erken aşamalarında protetik seçeneklerin daha sağlıklı planlanmasına olanak tanımaktadır [101]. Diş teknisyenleri ise model üzerinde multi-unit analogları daha öngörülebilir şekilde konumlandırarak, laboratuvar işlemlerini kolaylaştırabilmekte ve daha tutarlı sonuçlar elde edebilmektedir [35].

Bu çalışmada implant destekli kron restorasyonlarında farklı protetik bağlantı sistemlerinin mekanik davranış üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla; Ti-base, multi-unit ve multi-unit üzerine yerleştirilen titanyum koping dayanaklar tercih edilmiştir. Ti-base dayanaklar, BDT/BDÜ ile üretilen restorasyonların titanyum bir ara yüzey aracılığıyla implanta bağlanmasına olanak sağlayan ve implant destekli tek kron restorasyonlarında yaygın olarak kullanılan bir sistemdir [102]. Multi-unit dayanaklar ise genellikle tam ark implant restorasyonlarında kullanılan protetik bileşenler olup tek implant destekli kron restorasyonlarında kullanımlarına ilişkin çalışmalar sınırlıdır. Multi-unit dayanak üzerine yerleştirilen titanyum kopingler ise restoratif üst yapının metal bir ara yüzey ile desteklenmesini sağlayan alternatif bir protetik yaklaşımı temsil etmektedir [88, 103]. Bu nedenle çalışmada, implant destekli tek kron restorasyonlarında farklı dayanak sistemlerinin kullanımının, restorasyonların mekanik davranışı üzerindeki olası etkilerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen kırılma yükü testleri, sabit dental protezlerin klinik başarısızlık koşullarını taklit etmek, performanslarını etkileyen faktörleri ortaya koymak ve yeni materyal ya da yapısal tasarımların mekanik güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla

yaygın olarak kullanılmaktadır [104, 105]. Bu testlerde genellikle restorasyonların oklüzal yüzeylerine yuvarlatılmış metal bilyeler aracılığıyla ya da anatomik olarak kavisli insizal kenarlara temas eden düz plakalar ile basma kuvvetleri uygulanmaktadır [68].

Geleneksel kırılma yükü testlerinde uygulanan kuvvetlerin sıklıkla 1 500–5 000 N aralığında olduğu bildirilmektedir. Bu değerler, çiğneme ve yutkunma sırasında oluşan fizyolojik kuvvetleri (yaklaşık 5–364 N) ve maksimum sıkma sırasında oluşan ısırma kuvvetlerini (yaklaşık 216–890 N) önemli ölçüde aşmaktadır [68].

Waltimo ve Könönen tarafından temporomandibular bozukluğu olan bireylerde ortalama oklüzal kuvvetlerin erkeklerde 909 N (±177) ve kadınlarda 777 N (±168) olduğu bildirilmiştir. Aynı araştırmacılar, sağlıklı bireylerde elde edilen maksimum ısırma kuvvetlerinin temporomandibular bozukluğu olan bireylere kıyasla farklılık gösterebileceğini de rapor etmiştir [106].

Ferrario ve ark. ise sağlıklı bireylerde özellikle premolar bölgede ortalama oklüzal kuvvetin yaklaşık 291 N olduğunu bildirmiştir [107]. Bu veriler, in vitro kırılma testlerinde kullanılan yüklerin klinik ortamda karşılaşılan fizyolojik kuvvetlerin üzerinde olduğunu göstermektedir. İn vitro ve in vivo koşullar arasındaki bu farklılığa rağmen, söz konusu testler farklı restoratif kombinasyonların göreceli mekanik performanslarının karşılaştırılmasında ve potansiyel zayıf noktaların belirlenmesinde önemli bir araştırma aracı olmaya devam etmektedir.

İmplant destekli restorasyonlarda periodontal ligamentin bulunmaması nedeniyle oluşan stres dağılımı diş destekli restorasyonlardan farklılık göstermekte ve bu durum restorasyonların mekanik dayanımının değerlendirilmesini daha da önemli hale getirmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, farklı implant dayanak tipleri üzerine uygulanan monolitik zirkonya ve lityum disilikat kronların mekanik performanslarını değerlendirmek amacıyla kırılma dayanımı testi uygulanmıştır.

Önceki çalışmalarda, restorasyonlara tekrarlı yük uygulanmasını içeren mekanik siklus protokolleri ile oral fonksiyonun simülasyonu amaçlanmıştır. Literatürde 250 000 yükleme döngüsünün yaklaşık bir yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği genel olarak kabul edilmektedir [75]. Bu varsayım doğrultusunda, mevcut çalışmada uygulanan 100 000 döngü yaklaşık beş aylık intraoral fonksiyonu temsil etmektedir. Mekanik yüklemeye ek olarak uygulanan 5 000 termal döngünün ise yaklaşık altı aylık intraoral termal yaşlanmaya karşılık

geldiği bildirilmektedir [60]. Bu parametreler uzun dönem klinik koşulları tam olarak yansıtmasa da, implant destekli restorasyonların erken dönem mekanik davranışlarının değerlendirilmesi ve başlangıç klinik performansları hakkında öngörü elde edilmesi açısından yeterli kabul edilmektedir.

Bulgularımızla uyumlu olarak, literatürde mekanik siklus protokollerinin farklı yükleme sayıları ile uygulandığı birçok çalışma bulunmaktadır. Örneğin Vafaee ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, implant destekli monolitik zirkonya ve metal-seramik sabit restorasyonlar 100 000 siklusluk mekanik yüklemeye (50 N) ve 10 000 termal döngüye tabi tutulmuş ve bu protokolün oral ortamın simülasyonu için uygun bir yaşlandırma yöntemi olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar, bu siklus sayısının restorasyonların erken dönem mekanik davranışlarının değerlendirilmesinde yeterli olduğunu ifade etmişlerdir [108].

Benzer şekilde, Kamran ve ark. tarafından implant destekli zirkonya ve lityum disilikat kronların değerlendirildiği bir çalışmada, örnekler 100 000 mekanik siklusa (100 N) ve 5 000 termal döngüye tabi tutulmuş ve bu protokolün restorasyonların erken dönem kırılma davranışlarının analizinde yeterli olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar, özellikle düşük ve orta düzey siklus protokollerinin başlangıç başarısızlıklarının değerlendirilmesinde klinik olarak anlamlı sonuçlar sağlayabileceğini vurgulamışlardır [109].

Buna karşılık, daha yüksek siklus sayılarının kullanıldığı çalışmalarda restorasyonların uzun dönem performansının daha gerçekçi şekilde simüle edildiği belirtilmektedir. Örneğin Ghodsi ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, implant destekli metal-seramik restorasyonlar, 500 termal döngü ve 500 000 mekanik siklus sonrası değerlendirilmiş ve bu tür yüksek siklus protokollerinin restorasyonların uzun dönem klinik performansını daha iyi yansıttığı ifade edilmiştir. Araştırmacılar, tekrarlı yükleme ile birlikte oluşan yorgunluk hasarının zamanla biriktiğini ve bunun kırılma dayanımını etkileyebileceğini bildirmişlerdir [110].

İn vitro implant çalışmalarında mekanik testlerin güvenilir şekilde gerçekleştirilebilmesi ve implantların stabilitesinin sağlanabilmesi amacıyla implant örnekleri genellikle rezin materyaller içerisine yerleştirilmektedir. Literatürde akrilik rezinin elastisite modülünün kemiğe benzer olması nedeniyle implant testlerinde kemik dokusunu simüle etmek amacıyla sıklıkla tercih edildiği bildirilmektedir [111]. Bu tür çalışmalarda implantların akrilik rezin içerisine ISO 14801 standardına uygun şekilde gömülmesi, kemik seviyesinin ve marjinal

kemik kaybının simüle edilmesine olanak sağlamaktadır. Bu standarda göre implant boynu ile rezin yüzeyi arasında yaklaşık 3 mm mesafe bırakılması, marjinal kemik rezorpsiyonunun simülasyonu açısından önerilmektedir [112].

Bu doğrultuda mevcut çalışmada da, implant örnekleri mekanik testler sırasında stabilitenin sağlanması ve klinik koşulların taklit edilmesi amacıyla akrilik rezin bloklar içerisine yerleştirilmiş ve implant boynu ile rezin yüzeyi arasında 3 mm mesafe bırakılmıştır.

Çalışmamızda kırılma dayanımı, üç farklı dayanak tipi ve iki farklı kron materyali kullanılarak değerlendirilmiştir. Multi-unit dayanakların, diğer dayanak tiplerine kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı değerleri sergilediği belirlenmiştir. Bu bulgu doğrultusunda, "dayanak tipinin kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmayacağı" yönündeki birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Bulgularımızın aksine, Saeed ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada multi-unit ve Ti-base dayanak grupları arasında protetik komplikasyon insidansı açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır. Araştırmacılar, multi-unit veya Ti-base dayanak tercihinin; implant tipi, implantın pozisyonu ve angulasyonu ile mevcut restoratif alan miktarı gibi klinik değişkenler göz önünde bulundurularak bireyselleştirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır [113]. Bulgularımızla arasındaki bu farklılık, iki çalışmada kullanılan değerlendirme kriterlerinin farklı olmasına bağlanabilmektedir; Saeed ve ark. protetik komplikasyonları incelerken, mevcut çalışmada kırılma dayanımı değerlendirilmiştir. Ayrıca, yükleme protokolü, restorasyon tasarımı ve kullanılan materyallerdeki farklılıklar da sonuçlar arasındaki uyumsuzluğa katkı sağlayabilmektedir.

Benzer şekilde Schäfer ve ark., monolitik zirkonya ve seramik kaplı titanyum altyapılı implant destekli sabit restorasyonların farklı implant–dayanak bağlantı tasarımları altındaki kırılma dayanımı ve kırılma paternlerini incelemiştir. Çalışmada, monolitik zirkonya üst yapılar için geliştirilen yeni bir bağlantı tasarımının Ti-base ve multi-unit gibi konvansiyonel bağlantı sistemleri ile karşılaştırılabilir mekanik davranış ve kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Buna karşın seramik kaplı titanyum altyapılı üst yapıların, zirkonya üst yapılara göre anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı sergilediği bildirilmiştir. Ayrıca başarısızlık modlarının büyük ölçüde üst yapı materyaline bağlı olduğu, implant–dayanak bağlantısının ise daha sınırlı bir etkiye sahip olduğu ifade edilmiştir. [114].

Heller ve ark. tarafından yapılan bir başka çalışmada, Ti-base içeren ve içermeyen multi-unit dayanaklara bağlanan zirkonya kronların statik ve dinamik yükleme koşulları altındaki kırılma dayanımı ve kırılma paternleri değerlendirilmiştir. Sonuçlar, Ti-base'in varlığının veya yokluğunun tekrarlı yükleme altındaki mekanik davranış üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını göstermiştir [98].

Mevcut çalışmada elde edilen bulgulara göre, restoratif materyal tipinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisi de değerlendirilmiştir. Zirkonya ile restore edilen gruplarda, lityum disilikat ile restore edilen gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Bu nedenle restoratif materyal tipinin kırılma dayanımını anlamlı ölçüde etkilemeyeceği yönündeki ikinci sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Bunun yanı sıra, De Angelis ve ark. tarafından yürütülen ve tek posterior diş eksikliğinin rehabilitasyonunda transoklüzal vidalı monolitik lityum disilikat ve monolitik zirkonya kronların tamamen dijital iş akışı ile karşılaştırıldığı çalışmada, iki materyal arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir. Her iki materyalin de %100 sağkalım oranı ile benzer klinik performans gösterdiği ifade edilmiştir [115]. Bu durum, her iki materyalin de klinik olarak yeterli mekanik dayanım göstermesi ve benzer sınırlar içerisinde performans sergilemesiyle ilişkili olabilmektedir.

Öte yandan Meneghetti ve ark., farklı dayanak tipleri ve kron materyallerini değerlendirdikleri çalışmalarında, bulgularımızla paralel olarak, monolitik zirkonya kronların tüm dayanak tiplerinde monolitik lityum disilikat kronlara kıyasla belirgin derecede daha yüksek kırılma dayanımı sergilediğini bildirmiştir [8].

Mevcut çalışmada en yüksek ortalama kırılma dayanımı, multi-unit dayanaklara vidalanan monolitik zirkonya kron grubunda (2268,9 ± 206 N) saptanırken; en düşük değer, multi-unit dayanak üzerine koping aracılığıyla simante edilen lityum disilikat kron grubunda (782,6 ± 217,2 N) gözlenmiştir.

Literatürde bildirilen fizyolojik oklüzal kuvvet değerleri ve posterior bölgede maksimum çiğneme kuvvetlerinin 600–900 N aralığında olduğu bildirilmektedir [106, 107]. Mevcut çalışmada elde edilen kırılma dayanımı değerleri, sağlıklı bireyler için bildirilen fizyolojik oklüzal kuvvet değerleri (premolar bölgede ortalama 291 N) ile birlikte, temporomandibular bozukluğu olan bireylerde rapor edilen maksimum oklüzal kuvvet değerleri (kadınlarda 777 N, erkeklerde 909 N) ile [106, 107] karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda,

değerlendirilen tüm restoratif kombinasyonların klinik uygulama için yeterli mekanik dayanım sağladığı görülmektedir. Bununla birlikte, farklı kombinasyonlar arasındaki mekanik performans farklılıklarının tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması önerilmektedir.

Çalışmamızda tüm restorasyonlar vidalı olarak uygulanmış ve başarısızlıkların tamamı kron materyali içerisinde koheziv olarak meydana gelmiştir. Dayanaklarda veya vidalarda herhangi bir deformasyon ya da kırık gözlenmemiştir. Literatürde de benzer şekilde monolitik BDT/BDÜ kronların çoğunlukla seramik materyal içinde koheziv kırık gösterdiği ve adeziv ayrılmaya rastlanmadığı bildirilmiştir [8].

Donmez ve ark., yalnızca kron içinde koheziv kırıklar gözlemlemiş ve dayanak deformasyonu ya da vida kırığı rapor etmemiştir [61]. Bu bulgularla uyumlu olarak, mevcut çalışmada gruplar arasındaki kırılma dayanımı farklılıklarının esas olarak restoratif materyallerin yapısal mekanik özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Öncelikle in vitro tasarım, ağız ortamındaki karmaşık biyolojik, termal ve mekanik koşulları tam olarak yansıtamamaktadır. Uygulanan 100 000 mekanik döngü ve 5 000 termal döngü kısa dönem intraoral fonksiyonun simülasyonu amacıyla seçilmiş olup, uzun dönem klinik yaşlanmayı temsil etmemektedir. Ayrıca yükleme, implant ve restorasyonun uzun aksı boyunca aksiyel olarak uygulanmıştır; oysa klinik koşullarda aksiyel olmayan kuvvetler daha sık görülmektedir [116]. Bu nedenle sonuçlar yorumlanırken söz konusu sınırlamalar dikkate alınmalıdır.

Sonuç olarak, bu çalışmada multi-unit dayanaklar kullanılarak üretilen tam seramik implant destekli restorasyonların, diğer vidalı dayanak tipleri ile karşılaştırılabilir veya daha üstün mekanik performans sergilediği belirlenmiştir. Bu doğrultuda multi-unit dayanaklar, in vitro veriler ışığında, diğer vidalı dayanak sistemlerine klinik açıdan uygulanabilir bir alternatif olarak değerlendirilebilmektedir. Tek diş eksikliklerinde yaygın olarak tercih edilmeyen titanyum koping içeren multi-unit dayanakların kısa dönem intraoral kullanım için uygun olduğu görülmüş olmakla birlikte, uzun dönem klinik başarılarının ortaya konulabilmesi için ileri düzey klinik çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır. Ayrıca zirkonya kronların lityum disilikat kronlara kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirlenmiş olsa da, her iki materyalin de implant destekli tek kron restorasyonlarında uygun klinik koşullar altında yeterli mekanik dayanım sağladığı sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, elde edilen

bulguların klinik ortama doğrudan genellenebilmesi için yalnızca laboratuvar verilerine dayanan değerlendirmelerin yeterli olmadığı dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, farklı oklüzal yükleme koşullarını, uzun dönem fonksiyonel kullanım sürecini ve biyolojik yanıtları içeren prospektif klinik çalışmaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Özellikle farklı hasta gruplarında, farklı implant sistemleri ve üst yapı materyalleri ile yapılacak uzun dönem takip çalışmalarının, bu restorasyonların klinik başarı ve sağkalım oranlarının daha net ortaya konmasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında; farklı implant dayanak tipleri ve restoratif materyallerin implant destekli kronların kırılma dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıdaki şekildedir:

1. İmplant dayanak tipinin, implant destekli tam seramik kronların kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğu gözlenmiştir. Multi-unit dayanaklar, diğer dayanak tiplerine kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir.
2. Restoratif materyal türünün kırılma dayanımını etkilediği belirlenmiştir. Monolitik zirkonya kronlar, lityum disilikat kronlara göre daha yüksek kırılma dayanımı değerleri sergilemiştir.
3. Tüm dayanak–restorasyon kombinasyonlarının kırılma dayanımı değerleri, posterior bölgede bildirilen ortalama çiğneme kuvvetlerinin (600–900 N) üzerinde bulunmuştur.
4. Bu bulgular doğrultusunda, değerlendirilen dayanak tiplerinin ve restoratif materyallerin implant destekli posterior tek kron restorasyonlarında klinik kullanım açısından yeterli mekanik dayanım sağlayabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Abbasi, M. S., Rahim, S., Qureshi, A. W., Sharif, M., Shah, R., and Minallah, S. (2020). A comparison of cone beam computed tomography and ridge mapping in treatment planning of dental implants. *Isra Medical Journal, 12*(2), 87-90.

2. Ahmed, N., Abbasi, M. S., Alavi, F. B., Naz, A., Masood, S., and Irfan, A. B. (2021). Factors influencing the treatment options for single missing tooth: A patient preference-based study. *Isra Medical Journal, 13*(1), 24-28.

3. Gupta, R., Gupta, N., and Weber, K. K. (2023). *Dental Implants*. StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing.

4. Panahi, O. (2024). Dental Implants & the Rise of AI. *On Journal of Dentistry & Oral Health, 8*(1), 679.

5. Misch, C. E. (2015). *Dental Implant Prosthetics* (Second edition). St Louis: Elsevier Mosby, 23-34.

6. Benakatti, V., Sajjanar, J. A., and Acharya, A. R. (2021). Dental implant abutments and their selection—A review. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences, 10*(40), 3053-3059.

7. Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., and Markose, S. (2013). A review of implant abutments—abutment classification to aid prosthetic selection. T*he Journal of the Tennessee Dental Association, 93*(2), 18-23.

8. Meneghetti, P. C., Pittas do Canto, P. E., Spohr, A. M., and Burnett, L. H., Jr. (2022). Fracture load of monolithic CAD/CAM ceramic crowns placed on different implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 37*(6), 1217-1222.

9. Qassadi, W., AlShehri, T., Alshehri, A., Alonazi, K., and Aldhayan, I. (2018). Review on dental implantology. *Egyptian Journal of Hospital Medicine, 71*(1), 2217-2225.

10. Accioni, F., Vázquez, J., Merinero, M., Begines, B., and Alcudia, A. (2022). Latest trends in surface modification for dental implantology: Innovative developments and analytical applications. *Pharmaceutics, 14*(2), 455.

11. Brånemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 50*(3), 399-410.

12. Pye, A., Lockhart, D., Dawson, M., Murray, C., and Smith, A. (2009). A review of dental implants and infection. *Journal of Hospital Infection, 72*(2), 104-110.

13. Gül Ateş, A. (2024). *New Trends in Health Sciences*. St Louis: Elsevier Mosby, 177-186.

14. Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., da Silva, E. V. F., Bonatto, L. d. R., and dos Santos, D. M. (2015). Is the Internal Connection More Efficient Than External Connection in

Mechanical, Biological, and Esthetical Point of Views? A Systematic Review. *Oral and Maxillofacial Surgery, 19*(3), 229-242.

15. Brånemark, P. I. (1977). Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw: Experience from a 10-Year Period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 16,* 1-132.

16. Becker, W. and Becker, B. E. (1995). Replacement of Maxillary and Mandibular Molars with Single Endosseous Implant Restorations: A Retrospective Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 74*(1), 51-55.

17. Binon, P. P. (2000). The External Hexagonal Interface and Screw-Joint Stability: A Primer on Threaded Fasteners in Implant Dentistry. *Quintessence of Dental Technology*, 23.

18. Merz, B. R., Hunenbart, S., and Belser, U. C. (2000). Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15*(4), 519-526.

19. Schwarz, F., Hegewald, A., and Becker, J. (2014). Impact of Implant–Abutment Connection and Positioning of the Machined Collar/Microgap on Crestal Bone Level Changes: A Systematic Review. *Clinical Oral Implants Research, 25*(4), 417-425.

20. Vinhas, A. S., Aroso, C., Salazar, F., López-Jarana, P., Ríos-Santos, J. V., and Herrero-Climent, M. (2020). Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *International Journal of Environmental Research and Public Health, 17*(22), 8685.

21. Park, J. K., Choi, J. U., Jeon, Y. C., Choi, K. S., and Jeong, C. M. (2010). Effects of Abutment Screw Coating on Implant Preload. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 19*(6), 458-464.

22. Krennmair, G., Seemann, R., Weinländer, M., Wegscheider, W., and Piehslinger, E. (2011). Implant-Prosthodontic Rehabilitation of Anterior Partial Edentulism: A Clinical Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 26*(5), 1043-1050.

23. Lee, A., Okayasu, K., and Wang, H.-L. (2010). Screw-Versus Cement-Retained Implant Restorations: Current Concepts. *Implant Dentistry, 19*(1), 8-15.

24. Wismeijer, D., Brägger, U., Evans, C., Kapos, T., Kelly, J. R., Millen, C., and others (2014). Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Restorative Materials and Techniques for Implant Dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 29(Suppl)*, 137-140.

25. Palmer, R. M., Howe, L. C., and Palmer, P. J. (2011). *Implants in Clinical Dentistry.* London: CRC Press, 73-82.

26. Büttel, A. E., Bühler, N. M., and Marinello, C. P. (2009). Locator or Ball Attachment: A Guide for Clinical Decision Making. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, 119(*9), 901-918.

27. Fuster-Torres, M. A., Albalat-Estela, S., Alcañiz-Raya, M., & Peñarrocha-Diago, M. (2009). CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 14*(3), E141-E145.

28. Marchack, C. B., Vidjak, F. M., and Futatsuki, V. (2007). A Simplified Technique to Fabricate a Custom Milled Abutment. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 98*(5), 416-417.

29. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R. E., and Hämmerle, C. H. F. (2009). Randomized-Controlled Clinical Trial of Customized Zirconia and Titanium Implant Abutments for Single-Tooth Implants in Canine and Posterior Regions: 3-Year Results. *Clinical Oral Implants Research, 20*(8), 802-808.

30. Henriksson, K. and Jemt, T. (2003). Evaluation of Custom-Made Procera Ceramic Abutments for Single-Implant Tooth Replacement: A Prospective 1-Year Follow-Up Study. *International Journal of Prosthodontics, 16*(6), 626-630.

31. Adatia, N. D., Bayne, S. C., Cooper, L. F., and Thompson, J. Y. (2009). Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 18*(1), 17-22.

32. Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., and others (2013). Polyetheretherketone—A Suitable Material for Fixed Dental Prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 101*(7), 1209-1216.

33. Kanbara, T., Yajima, Y., and Yoshinari, M. (2011). Wear Behavior of Tetragonal Zirconia Polycrystal Versus Titanium and Titanium Alloy. *Biomedical Materials, 6*(2), 021001.

34. Şahin, S. and Çehreli, M. C. (2001). The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dentistry, 10*(2), 85-92.

35. Janev, E. J., Redzep, E., Janeva, N., and Mindova, S. (2020). Multi Unit Abutments Recommended in Prosthetic and Surgical Implantology Treatment (Case Report). J*ournal of Morphological Sciences, 3*(1), 65-72.

36. Zhang, Y., Mai, Z., Barani, A., Bush, M., and Lawn, B. (2016). Fracture-Resistant Monolithic Dental Crowns. *Dental Materials, 32*(3), 442-449.

37. Ranjan, M. and Arthanari, A. (2022). Awareness About Dental Crowns As Dental Evidence In Forensic Dentistry. *International Journal of Esthetic Research and Dentistry*, 1-10.

38. Beltrami, Í. M., de Lima, C. C., do Nascimento, C. T., Gonçalves, J. G. P., Azarias, J. S., Bortoleto, A. L. F., and others (2024). Hybrid Ceramics Cementation Protocols: Scope Review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 16*(9), e1138.

39. Nejat, A. H. (2025). Overview of Current Dental Ceramics. *Dental Clinics, 69*(2), 155-171.

40. Fu, L., Engqvist, H., and Xia, W. (2020). Glass–Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials, 13*(5), 1049.

41. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., and Bonfante, E. A. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-Like Restorative Materials. *International Journal of Prosthodontics, 28*(3), 227-235.

42. Sen, N. and Us, Y. O. (2018). Mechanical and Optical Properties of Monolithic CAD-CAM Restorative Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 119*(4), 593-599.

43. Fayed, A. K., Azer, A. S., and AboElhassan, R. G. (2025). Fit Accuracy and Fracture Resistance Evaluation of Advanced Lithium Disilicate Crowns (In-Vitro Study). *BMC Oral Health, 25*(1), 58.

44. Berzaghi, A. and Bortolini, S. (2025). Evolution of Zirconia Materials and Current Applications for Dental Restorations: A Narrative Review. *Annali di Stomatologia, 16*(4), 416-427.

45. Ansari, S. H., Qamar, Z., Alshammari, M., Bazoun, R., Alenazi, R., and Alattar, R. (2024). Clinical Efficacy and Longevity of Monolithic Versus Layered Zirconia Crowns: A Systematic Review. *Bulletin of Pioneering Researches of Medical and Clinical Science, 4*(1-2024), 7-18.

46. Leib, E. W., Vainio, U., Pasquarelli, R. M., Kus, J., Czaschke, C., Walter, N., and others (2015). Synthesis and Thermal Stability of Zirconia and Yttria-Stabilized Zirconia Microspheres. *Journal of Colloid and Interface Science, 448*, 582-592.

47. Amat, N. F., Muchtar, A., Amril, M. S., Ghazali, M. J., and Yahaya, N. (2019). Effect of Sintering Temperature on the Aging Resistance and Mechanical Properties of Monolithic Zirconia. *Journal of Materials Research and Technology, 8*(1), 1092-1101.

48. Arcila, L. V. C., de Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., Dapieve, K. S., Valandro, L. F., de Melo, R. M., and others (2021). Mechanical Behavior and Microstructural Characterization of Different Zirconia Polycrystals in Different Thicknesses. *The Journal of Advanced Prosthodontics, 13*(6), 385.

49. Ban, S. (2021). Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials, 14*(17), 4879.

50. Kongkiatkamon, S., Rokaya, D., Kengtanyakich, S., and Peampring, C. (2023). Current Classification of Zirconia in Dentistry: An Updated Review. *PeerJ, 11*, e15669.

51. Zhang, Y. and Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research, 97*(2), 140-147.

52. Kim, W., Li, X. C., and Bidra, A. S. (2023). Clinical Outcomes of Implant-Supported Monolithic Zirconia Crowns and Fixed Partial Dentures: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics, 32*(2), 102-107.

53. Nakai, H., Inokoshi, M., Liu, H., Uo, M., and Kanazawa, M. (2025). Evaluation of Extra-High Translucent Dental Zirconia: Translucency, Crystalline Phase, Mechanical Properties, and Microstructures. *Journal of Functional Biomaterials, 16*(1), 13.

54. Ustun, S. and Ayaz, E. A. (2021). Effect of Different Cement Systems and Aging on the Bond Strength of Chairside CAD-CAM Ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 125*(2), 334-339.

55. Motevasselian, F., Amiri, Z., Chiniforush, N., Mirzaei, M., and Thompson, V. (2019). In Vitro Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments of a Hybrid Ceramic on the Microtensile Bond Strength to a Luting Resin Cement. *Journal of Lasers in Medical Sciences, 10*(4), 297.

56. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., and Martínez-González, A. (2021). Behavior of Polyether-Ether-Ketone (PEEK) in Prostheses on Dental Implants: A Review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 13*(5), e520.

57. Güneş, F., Kocacıklı, M., and Korkmaz, T. (2023). Dental İmplantolojide Polietereterketon (PEEK): Geleneksel Derleme. *Selcuk Dental Journal, 10*(3), 611-617.

58. de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., and Sereno, N. (2020). Hybrid Polyetheretherketone (PEEK)–Acrylic Resin Prostheses and the All-on-4 Concept: A Full-Arch Implant-Supported Fixed Solution with 3 Years of Follow-Up. *Journal of Clinical Medicine, 9*(7), 2187.

59. Gibbs, C. H., Anusavice, K. J., Young, H. M., Jones, J. S., and Esquivel-Upshaw, J. F. (2002). Maximum Clenching Force of Patients with Moderate Loss of Posterior Tooth Support: A Pilot Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 88*(5), 498-502

60. Gale, M. and Darvell, B. (1999). Thermal Cycling Procedures for Laboratory Testing of Dental Restorations. *Journal of Dentistry, 27*(2), 89-99.

61. Donmez, M. B., Diken Türksayar, A. A., Olcay, E. O., and Sahmali, S. M. (2022). Fracture Resistance of Single-Unit Implant-Supported Crowns: Effects of Prosthetic Design and Restorative Material. *Journal of Prosthodontics, 31*(4), 348-355.

62. Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., and Kern, M. (2008). Implant–Abutment Interface Design Affects Fatigue and Fracture Strength of Implants. *Clinical Oral Implants Research, 19*(12), 1276-1284.

63. Bozkaya, D. and Müftü, S. (2003). Mechanics of the Tapered Interference Fit in Dental Implants. *Journal of Biomechanics, 36*(11), 1649-1658.

64. Maeda, Y., Satoh, T., and Sogo, M. (2006). In Vitro Differences of Stress Concentrations for Internal and External Hex Implant–Abutment Connections: A Short Communication. *Journal of Oral Rehabilitation, 33*(1), 75-78.

65. Nakahara, T. (2006). A Review of New Developments in Tissue Engineering Therapy for Periodontitis. *Dental Clinics of North America, 50*(2), 265-276.

66. Duarte, S., Jr. and Phark, J. H. (2025). Advances in Dental Restorations: A Comprehensive Review of Machinable and 3D-Printed Ceramic-Reinforced Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 37*(1), 257-276.

67. Uctasli, S., Harrington, E., and Wilson, H. (1995). The Fracture Resistance of Dental Materials. *Journal of Oral Rehabilitation, 22*(12), 877-886.

68. Kelly, J. R. (1999). Clinically Relevant Approach to Failure Testing of All-Ceramic Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 81*(6), 652-661.

69. Ayaz, D. F., Tağtekin, D., and Yanıkoğlu, F. (2011). Dentine Bağlanma ve Değerlendirme Metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011*(4), 49-56.

70. Tekçe, N. and Demirci, M. (2015). Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi ve Sonuçlarını Etkileyen Etkenler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24*(1), 134-152.

71. Yamauti, M., Hashimoto, M., Sano, H., Ohno, H., Carvalho, R. M., Kaga, M., and others (2003). Degradation of Resin-Dentin Bonds Using NaOCl Storage. *Dental Materials, 19*(5), 399-405.

72. Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., and Corona, S. A. (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 19*(6), 340-353.

73. Turssi, C. P., Hara, A. T., Serra, M. C., and Rodrigues, A. L., Jr. (2002). Effect of Storage Media upon the Surface Micromorphology of Resin-Based Restorative Materials. *Journal of Oral Rehabilitation, 29*(9), 864-871.

74. Daneshkazemi, A., Davari, A., Akbari, M. J., Davoudi, A., and Badrian, H. (2015). Effects of Thermal and Mechanical Load Cycling on the Dentin Microtensile Bond Strength of Single Bond-2. *Journal of International Oral Health, 7*(8), 9-13.

75. DeLong, R. and Douglas, W. H. (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-Axial Force and Movement Control. *Journal of Dental Research, 62*(1), 32-36.

76. 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), e12355.

77. Atsü, S. S., Aksan, E., and Bulut, A. C. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 34*(3), 622-630.

78. Stona, D., Burnett, L. H., Jr., Mota, E. G., and Spohr, A. M. (2015). Fracture Resistance of Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Ceramic

Crowns Cemented on Solid Abutments. *The Journal of the American Dental Association, 146*(7), 501-507.

79. Shadid, R. and Sadaqa, N. (2012). A Comparison Between Screw- and Cement-Retained Implant Prostheses: *A Literature Review. Journal of Oral Implantology, 38*(3), 298-307.

80. Lops, D., Bressan, E., Chiapasco, M., Rossi, A., and Romeo, E. (2013). Zirconia and Titanium Implant Abutments for Single-Tooth Implant Prostheses After 5 Years of Function in Posterior Regions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 28*(1), 281-287.

81. Heintze, S. D. and Rousson, V. (2010). Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. *International Journal of Prosthodontics, 23*(6), 493-502.

82. Anusavice, K. J. (2012). Standardizing Failure, Success, and Survival Decisions in Clinical Studies of Ceramic and Metal–Ceramic Fixed Dental Prostheses. *Dental Materials, 28*(1), 102-111.

83. Alqutaibi, A. Y., Alnazzawi, A. A., Algabri, R., Aboalrejal, A. N., and AbdElaziz, M. H. (2021). Clinical Performance of Single Implant-Supported Ceramic and Metal-Ceramic Crowns: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Clinical Trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 126*(3), 369-376.

84. Mangano, F. and Veronesi, G. (2018). Digital Versus Analog Procedures for the Prosthetic Restoration of Single Implants: A Randomized Controlled Trial with 1 Year of Follow-Up. *BioMed Research International, 2018*(1), 5325032.

85. Sotto-Maior, B. S., Carneiro, R. C., Francischone, C. E., Assis, N. M. S. P., Devito, K. L., and Senna, P. M. (2019). Fatigue Behavior of Different CAD/CAM Materials for Monolithic, Implant-Supported Molar Crowns. *Journal of Prosthodontics, 28*(2), e548-e551.

86. Dogan, D. O., Gorler, O., Mutaf, B., Ozcan, M., Eyuboglu, G. B., and Ulgey, M. (2017). Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics, 26*(4), 309-314.

87. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Öchsner, A., and George, R. (2018). Fracture Resistance of Implant-Supported Monolithic Crowns Cemented to Zirconia Hybrid-Abutments: Zirconia-Based Crowns Versus Lithium Disilicate Crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics, 10*(1), 65-72.

88. Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., and Schneider, D. (2012). Cemented and Screw-Retained Implant Reconstructions: A Systematic Review of the Survival and Complication Rates. *Clinical Oral Implants Research, 23*, 163-201.

89. Elsaka, S. E. and Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical Properties of Zirconia Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramic. *Dental Materials, 32*(7), 908-914.

90. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., and Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. *International Journal of Prosthodontics, 23*(5), 434-442.

91. Priest, G. (2017). A Current Perspective on Screw-Retained Single-Implant Restorations: A Review of Pertinent Literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 29*(3), 161-171.

92. Staubli, N., Walter, C., Schmidt, J. C., Weiger, R., and Zitzmann, N. U. (2017). Excess Cement and the Risk of Peri-Implant Disease—A Systematic Review. *Clinical Oral Implants Research, 28*(10), 1278-1290.

93. 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. *Journal of Prosthodontics, 27*(7), 644-650.

94. Schierz, O., & Reissmann, D. R. (2021). Dental patient-reported outcomes--the promise of dental implants. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, *21*(1), 101541.

95. Gaddale, R., Mishra, S. K., and Chowdhary, R. (2020). Complications of Screw- and Cement-Retained Implant-Supported Full-Arch Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral Implantology, 13*(1), 27-44.

96. Schnider, N., Forrer, F. A., Brägger, U., and Hicklin, S. P. (2018). Clinical Performance of One-Piece, Screw-Retained Implant Crowns Based on Hand-Veneered CAD/CAM Zirconia Abutments After a Mean Follow-Up Period of 2.3 Years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 33*(1), 188-196.

97. Kurbad, A. (2016). Final Restoration of Implants with a Hybrid Ceramic Superstructure. *International Journal of Computerized Dentistry, 19*(3), 257-279.

98. Heller, H., Arieli, A., Beitlitum, I., Pilo, R., and Levartovsky, S. (2019). Load-Bearing Capacity of Zirconia Crowns Screwed to Multi-Unit Abutments with and Without a Titanium Base: An In Vitro Pilot Study. *Materials, 12*(19), 3056.

99. Varshney, N., Kusum, C. K., Trivedi, A., Kaushik, M., Dubey, P., and Bali, Y. (2023). Comparative Evaluation of Biological, Mechanical, and Patient-Reported Outcomes of Angulated Screw Channel Abutments Versus Multi-Unit Abutment-Retained Single-Unit Implant Restorations in the Anterior Esthetic Zone: An In Vivo Study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society, 23*(3), 244-252.

100. Gervais, M. J., Hatzipanagiotis, P., and Wilson, P. R. (2008). Cross-Pinning: The Philosophy of Retrievability Applied Practically to Fixed, Implant-Supported Prostheses. *Australian Dental Journal, 53*(1), 74-82.

101. Wadhwani, C. and Piñeyro, A. (2009). Technique for Controlling the Cement for an Implant Crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 102*(1), 57-58.

102. Al-Thobity, A. M. (2022). Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *European Journal of Dentistry, 16*(1), 49-55.

103. 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.

104. Josephson, B. A., Schulman, A., Dunn, Z. A., and Hurwitz, W. (1985). A Compressive Strength Study of an All-Ceramic Crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *53*(3), 301-303.

105. Scherrer, S. and De Rijk, W. (1993). The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures with Different Elastic Moduli. *International Journal of Prosthodontics, 6*(5), 462-467.

106. Waltimo, A. and Könönen, M. (1995). Maximal Bite Force and Its Association with Signs and Symptoms of Craniomandibular Disorders in Young Finnish Non-Patients. *Acta Odontologica Scandinavica, 53*(4), 254-258.

107. Ferrario, V., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., and Tartaglia, G. (2004). Single Tooth Bite Forces in Healthy Young Adults. *Journal of Oral Rehabilitation, 31*(1), 18-22.

108. Vafaee, F., Firouz, F., Khoshhal, M., Hooshyarfard, A., Shahbazi, A., and Roshanaei, G. (2017). Fatigue Fracture Strength of Implant-Supported Full Contour Zirconia and Metal Ceramic Fixed Partial Dentures. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran), 14*(3), 165-172.

109. Kamran, A., Rana, M. H., Shahid, A., Memon, S., and Ramzan, M. A. (2025). Evaluating Fracture Resistance of Implant-Supported Crowns Using Lithium Disilicate vs. Zirconia Restorations. *Pakistan Journal of Medicine and Dentistry, 14*(4), 046.

110. Ghodsi, S., Habibzadeh, S., Alikhasi, M., Mosaddad, S. A., and Mohebbi, H. (2025). Passivity, Torque Stability, and Fracture Resistance in Screw-Retained and Dual-Retained Metal-Ceramic Implant-Supported Restorations: An In Vitro Study, Part II. *Head & Face Medicine, 22*, 6.

111. Park, S. J., Lee, S. W., Leesungbok, R., and Ahn, S. J. (2016). Influence of the Connection Design and Titanium Grades of the Implant Complex on Resistance Under Static Loading. *The Journal of Advanced Prosthodontics, 8*(5), 388-395.

112. Rohr, N., Balmer, M., Müller, J. A., Märtin, S., and Fischer, J. (2019). Chewing Simulation of Zirconia Implant Supported Restorations. *Journal of Prosthodontic Research, 63*(3), 361-367.

113. Saeed, M., El-Far, M. M., and Elkhadem, A. H. (2022). Prosthetic Complications of Screw-Retained Restoration Using Multiunit Abutments Versus Intraoral Luting on Titanium Base in Implant-Supported Complete Overdentures Randomized Clinical Trial. Open Access *Macedonian Journal of Medical Sciences, 10*(D), 14-27.

114. Schäfer, T., Mätzener, K. J., Jung, R. E., Özcan, M., and Hjerppe, J. (2025). Load-Bearing Capacity of Screw-Retained Fixed Dental Prostheses Made of Monolithic Zirconia

on Different Abutment Designs and Abutment-Free Implant Connection. *Journal of Dentistry, 153*, 105561.

115. De Angelis, P., Passarelli, P. C., Gasparini, G., Boniello, R., D'Amato, G., and De Angelis, S. (2020). Monolithic CAD-CAM Lithium Disilicate Versus Monolithic CAD-CAM Zirconia for Single Implant-Supported Posterior Crowns Using a Digital Workflow: A 3-Year Cross-Sectional Retrospective Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 123*(2), 252-256.

116. Rangert, B. and Jemt, T. (1989). Forces and Moments on Brånemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 4*(3), 241-247.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı	: YILDIRIM, Rumeysa
Uyruğu	: T.C.
Doğum tarihi ve yeri	:
Medeni hali	: Bekar
Telefon	:
E-posta	:

Eğitim Derecesi	Okul / Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2026
Yüksek Lisans	Adıyaman Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2021
Lise	Aksaray Anadolu Öğretmen Lisesi	2016

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2022-devam ediyor	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Araştırma Gör.
2021-2022	Ağrı Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Yıldırım, R., Çekiç Nagaş, I. (2026). İmplant üstü protetik restorasyonlarda kullanılan üst yapı materyalleri ve seçim kriterleri. *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(64), 1-8.

Kongre Tebliğleri

1. Yıldırım R., Çekiç Nagaş I. (2025, 11-13 Eylül). *Fracture Resistance of Ceramic Crowns Cemented on Different Types of Abutments.* The 48. Annual EPA Congress | The 27. Scientific TPID Congress, Nevşehir-Türkiye. (Özet Bildiri)

2. Yıldırım R., Çekiç Nagaş I. (2024, 21-22 Aralık). *Application Of Hybrid Prosthesis In A Completely Edentulous Patient: A Case Report*. 1. International Ankara Scientific Research Congress, Ankara-Türkiye, ss.262-271. (Tam Metin Bildiri)

3. Yıldırım R., Köse E., Doğan I., Çekiç Nagaş I. (2024, 19-21 Eylül). *Multidisciplinary and Aesthetic Approach to Fused Tooth in Anterior Region: A Case Report.* ICP-EPA 2024 Meeting, Bialystok-Polonya. (Özet Bildiri)

4. Doğan I., Yıldırım R., Çekiç Nagaş I. (2024, 24–26 Mayıs). *Hipodontiye Sahip Bir Hastanın Estetik Rehabilitasyonu: Vaka Raporu.* Necmettin Erbakan Üniversitesi 3. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye. (Özet Bildiri)



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...