

**T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**AÇILANDIRILMIŞ VİDA KANALININ İMPLANT ÜSTÜ
RESTORASYON DAYANIMINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Dt. Bedia GÖKTEN UÇAR**

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÇÖLGEÇEN**

**İZMİR
2025**

**T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**AÇILANDIRILMIŞ VİDA KANALININ İMPLANT ÜSTÜ
RESTORASYON DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Dt. Bedia GÖKTEN UÇAR**

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÇÖLGEÇEN**

Bu tez İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 2025-
TDU-DİŞF-0004 proje ile desteklenmiştir

**İZMİR
2025**

TEŞEKKÜR

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hem klinik hem akademik anlamda her sorumu sevgiyle cevaplayıp bana yol gösteren sayın danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÇÖLGEÇEN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Ender AKAN ve Prof. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU'na,

Tez sürecimde parça tedarikinde yardımlarını esirgemeyen Bilimplant ailesi ve bütün Özel Dent Karşıyaka Çok Amaçlı Laboratuvar çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimim boyunca gerek tez sürecinde gerek klinikte her şeyi birlikte yapmaktan gurur ve onur duyduğum yol arkadaşım Dt. Ayşegül Ceren Barutçu'ya ve dostlukları ile yanımda olduklarını hissettiğim Dt.Melih Muhan, Dt.Eda Uğurlu ve Dt.Berker Alpöz'e,

Bütün hayatım boyunca varlıklarıyla bana güç veren desteklerini hep hissettiğim canım babam Dr. İmadettin Gökten ve canım erkek kardeşim Yusuf Gökten'e, yokluğunun verdiği acıya sarılarak kazandığım bütün başarılarımın sebebi canım annem Cemile İlknur Gökten 'e

Son olarak da bütün stresimi ve kaygılarımı göğsünde yumuşatarak hayatıma anlam katan canım eşim Av. Hakan Uçar'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

KASIM 2025

Bedia GÖKTEN UÇAR

Açılandırılmış Vida Kanalının İmplant üstü Restorasyon Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, tek üye anterior ve posterior implant üstü restorasyonlarda termal yaşlandırma sonrası açılandırılmış vida kanalı tasarımının kırılma dayanımına etkisini değerlendirmektir.

Toplam 80 adet implant üstü tek kron hazırlandı ve örnekler bölgeye göre anterior (maksiller santral diş) ve posterior (mandibular molar diş) olarak iki ana gruba ayrıldı. Her bölge grubu, kullanılan seramik materyaline göre monolitik zirkonya (DuraDent, Türkiye) ve monolitik lityum disilikat (Amber Press, Almanya) olmak üzere iki alt gruba; her alt grup ise düz (0°) ve açılı (20°) vida kanalı tasarımına göre ikiye ayrıldı (n=10). Tüm kronlar CAD/CAM teknolojisiyle tasarlandı ve Ti-base dayanaklara üretici talimatına uygun şekilde simante edildi. Örnekler 5°C–55°C arasında 40.000 termal döngü uygulanarak yaşlandırıldı. Ardından kırılma dayanımı testleri universal test cihazında (Shimadzu, Japonya) gerçekleştirildi. Yükleme anterior gruplarda ISO 14801'e uygun olarak 30° eğimli tablaya sabitlenip insizal kenarın 2 mm altına, posterior gruplarda ise santral fossaya denk gelecek şekilde çelik bilye ile 0,5 mm/dk hızda uygulandı. Kuvvet-deformasyon eğrisindeki ani düşüş kırılma anı olarak değerlendirildi ve kırık tipleri stereomikroskop altında incelendi.

Sonuç olarak, açılı vida kanalı tasarımı tüm gruplarda mekanik dayanımı azaltmıştır. Zirkonya kronlar her iki bölgede de lityum disilikata göre daha yüksek dayanım göstermiştir ancak posterior bölgede direnç kaybı daha belirgindir. Tüm değerlerin klinik sınırların üzerinde olması, her iki materyalin de düz ve açılı tasarımlarda klinik olarak güvenle kullanılabileceğini göstermektedir.

Açılandırılmış vida kanalı tasarımı son yıllarda klinisyenler arasında popüler hale geldiğinden, bu tasarımın klinik performansı hakkında kesin sonuçlar için kullanılan üst yapı materyalinin türü, kalitesi, üretim tekniği ve farklı iş akışları dikkate alınarak yapılacak in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, implant abutment, mekanik dayanım

Investigation Of The Effect Of Angulated Screw Channel On The Fracture Resistance Of Implant-Supported Restorations

SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the effect of an angulated screw-channel design on the fracture resistance of single-unit anterior and posterior implant-supported restorations after thermal aging.

A total of 80 single implant-supported crowns were fabricated and divided according to region into anterior (maxillary central incisor) and posterior (mandibular molar) groups. Each regional group was subdivided according to restorative material as monolithic zirconia (DuraDent, Türkiye) and monolithic lithium disilicate (Amber Press, Germany), and each subgroup was further divided according to screw-channel design as straight (0°) and angled (20°) (n = 10). All crowns were designed using CAD/CAM technology and cemented onto Ti-base abutments following the manufacturer's instructions. The specimens underwent 40,000 thermal cycles between 5 °C and 55 °C for artificial aging. Fracture resistance tests were performed using a universal testing machine (Shimadzu, Japan). Loading was applied at a crosshead speed of 0.5 mm/min, 30° to the incisal edge 2 mm below the incisal margin for anterior samples (ISO 14801) and vertically to the central fossa for posterior samples. The sudden drop in the load–deformation curve indicated the point of fracture, and failure modes were examined under a stereomicroscope.

Results showed that the angulated screw-channel design reduced fracture resistance in all groups. Zirconia crowns exhibited higher strength than lithium disilicate crowns in both regions; however, the reduction was more pronounced in the posterior area.

Since all values were above clinically acceptable limits, both materials can be considered reliable for straight and angulated designs. Further in vivo studies are needed to verify the long-term performance considering material type, quality, and fabrication workflow.

Keywords: Dental implant, implant abutment, mechanical strength

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa no</u>
TEŞEKKÜR	I
ÖZET	II
SUMMARY.....	III
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
RESİMLER DİZİNİ.....	VIII
TABLOLAR DİZİNİ.....	IX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi	4
2.1.2. Dental implant türleri	5
2.1.3. Dental implantların protetik komponentleri	6
2.1.4. Dental implant abutment (dayanak) türleri ve seçimi	6
2.1.5. Hibrit abutment.....	10
2.1.6. Açıklandırılmış vida kanallı abutmentlar	11
2.1.7. İmplant biyomekaniği.....	13
2.2. İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller.....	13
2.2.1. Metal destekli porselen restorasyonlar.....	14
2.2.2. Tam seramik restorasyonlar	14
2.2.3. Resin matriks seramikler.....	19
2.3. İmplant Üstü Sabit Restorasyonlarda Görülen Başarısızlıklar	20
2.3.1. Biyolojik komplikasyonlar	20
2.3.2. Mekanik komplikasyonlar	21
2.3.3. Estetik komplikasyonlar	22
2.3.4. Fonksiyonel ve fonetik problemler.....	23
2.4. Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Mekanik Başarısızlıklar	23
2.5. Diş Hekimliği Araştırmalarında Kullanılan Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	24
2.5.1. Termal yaşlandırma	25
2.5.2. Otoklav ile yaşlandırma	25
2.5.3. Mekanik oklüzal yükleme ve döngüsel termomekanik yükleme	25
2.5.4. pH döngü ile yaşlandırma	26
2.5.5. Ultraviyole (UV) ışın ile yaşlandırma.....	26
2.5.6. Suda bekletme yöntemi.....	26
2.6. Diş Hekimliği Araştırmalarında Kullanılan Mekanik Testler	26
2.6.1. Kırılma dayanımı testi.....	27
2.6.2. Bükülme testi.....	27
2.6.3. Makaslama testi	27
2.6.4. Çekme testi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması.....	33
3.1.1. Analogların akrilik rezine sabitlenmesi	33
3.1.2. Kronların tasarlanması.....	34
3.1.3. Kronların üretilmesi.....	35
3.1.4. Ti-base abutmentların seçimi ve kronların simantasyonu	37
3.2. Deney Örneklerinin Termal Yaşlandırılması.....	41
3.3. Deney Örneklerine Kırılma Dayanımı Testi Uygulanması.....	42
3.4. Stereomikroskop ile Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi.....	43
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	44
4. BULGULAR.....	45
4.1. Kırılma Dayanımı Test Sonuçları	45
4.1.1. Anterior grupların karşılaştırılması	47
4.1.2. Posterior grupların karşılaştırılması	48
4.2. Kırılma Dayanımı Testi Sonrası Kırık Yüzeyleri ve Dayanakların Değerlendirilmesi	50
4.2.1. AZ-D örneklerin kırılma paternleri	50

4.2.2. AZ-A örneklerin kırılma paternleri.....	51
4.2.3. ALS-D örneklerin kırılma paternleri	52
4.2.4. ALS-A örneklerin kırılma paternleri.....	53
4.2.5. PZ-D örneklerin kırılma paternler.....	55
4.2.6. PZ-A örneklerin kırılma paternleri.....	56
4.2.7. PLS-D örneklerin kırılma paternleri	57
4.2.8. PLS-A örneklerin kırılma paternleri.....	58
5. TARTIŞMA.....	60
6. SONUÇ.....	76
9. KAYNAKLAR.....	77
10. ÖZGEÇMİŞ	94

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C:	Santigrat Derece
µm:	Mikrometre
%:	Yüzde
Al₂O₃:	Alüminyum Oksit
CAD:	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasam
CAM:	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
dk:	Dakika
ASC:	Angulated screw channel
PEEK:	Polietereterketon
ISO:	Uluslararası Standartlar Örgütü
N:	Newton
Mm:	Milimetre
p:	İstatiksel anlamlılık değeri
Ti-Base:	Titanyum taban
Y-TZP:	Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
ZrO₂ :	Zirkonyum oksit
3D:	Üç boyutlu
In-vitro:	Canlının dışında
İn-vivo:	Canlı Üzerinde
MÖ:	Milattan önce
MS:	Milattan sonra
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu
Ti-6Al-4V:	Titanyum 6-Alüminyum 4- Vanadyum
HF:	Hidrofen florür
Y₂O₃:	İtriyum oksit

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Anterior ve posterior örneklerin aritmetik ortalaması	45
Şekil 2. Anterior örneklerin kırık modlarının yüzdesel dağılımı	54
Şekil 3. Posterior örneklerin kırık modlarının yüzdesel dağılımı	59

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Analogların rezin modellere sabitlenmesi	34
Resim 2. Kronlara tasarımda 20 derece açı verilmesi	35
Resim 3. Monolitik zirkonya kronların üretilmesi	35
Resim 4. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması.....	36
Resim 5. Çalışmada kullanılan polisaj fırçası ve patı.....	37
Resim 6. Çalışmada kullanılan Ti-base abutmentlar	37
Resim 7. Kronların ultrasonik temizliği	38
Resim 8. Çalışmada kullanılan tork anahtarları.....	38
Resim 9. Ti-base dayanakların analoglara torklanması.....	39
Resim 10. Lityum disilikat örneklerin yüzey hazırlığı	39
Resim 11. Örneklerin simantasyon aşamaları	40
Resim 12. Termal siklus cihazı.....	41
Resim 13. Çalışmada kullanılan universal kırma cihazı.....	42
Resim 14. Deney örneklerinin toplu resimleri.....	42
Resim 15. Kırma testi uygulaması.....	43
Resim 16. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı	44
Resim 17. AZ-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi	50
Resim 18. AZ-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi	50
Resim 19. AZ-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi	51
Resim 20. AZ-A örneklerinin ışık mikroskobu ile kırık paternlerinin incelenmesi ..	51
Resim 21. ALS-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi	52
Resim 22. ALS-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi ..	52
Resim 23. ALS-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi	53
Resim 24. ALS-A örneklerin kırık paternlerinin stereomikroskop ile incelenmesi ..	53
Resim 25. PZ-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi	55
Resim 26. PZ-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi	55
Resim 27. PZ-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin izlenmesi.....	56
Resim 28. PZ-A örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi	56
Resim 29. PLS-D Örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi.....	57
Resim 30. PLS-D örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi....	57
Resim 31. PLS-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi.....	58
Resim 32. PLS-A örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi.....	58

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan cihaz, model ve üretici firmaları	29
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin, üretici firma bilgisi ve kimyasal içerikler	30
Tablo 3. Çalışmada kullanılan deney grupları, grup isimleri ve özellikleri	31
Tablo 4. Anterior ve posterior örneklerin kırılma dayanımı bulgularına ait aritmetik ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri.....	45
Tablo 5. Bölge, vida kanalı tasarımı ve materyal faktörlerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan üç yönlü varyans analizi.....	46
Tablo 6. Üç yönlü anova analizi sonrası anterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları	47
Tablo 7. Anterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma	48
Tablo 8. Üç yönlü anova analizi sonrası posterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları.....	48
Tablo 9. Posterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma	49
Tablo 10. Anterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri....	54
Tablo 11. Anterior örneklerde gözlenen kırık modları.....	54
Tablo 12. Posterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri...	59
Tablo 13. Posterior örneklerin kırık modlarının yüzdeleri.....	59

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş ve çevre dokulardaki kayıpların protezler yardımı ile yerine konması ve bu kayıplara bağlı gelişen klinik bulguların düzeltilmesi, protetik diş hekimliğinin temel amaçlarından biridir. Bu amaçla kullanılacak yöntemler ve materyaller, mevcut dokulara zarar vermemeli, çevre dokularla biyouyumlu olmalı, doğal dokuları taklit edebilmeli ve uzun dönem kullanımda hasta konforunu sürdürebilmelidir.¹ Tek diş kayıplarının tedavilerinde, sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protezler ve rezin bağlantılı protezler geleneksel yöntemler arasında yer almaktadır. Bu protezler ideale yakın uygulansa bile istenilen klinik performansı sağlayamayabilir. Bu nedenle günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde geleneksel yöntemler yerine implant destekli protezlerin kullanımı giderek artmaktadır.² İmplant destekli protezler, protetik üst yapının tutuculuk yöntemine göre vidalı ya da siman tutuculu olarak iki ana gruba ayrılmaktadır.³ Siman tutuculu restorasyonların pasif uyum, düşük maliyet gibi avantajları bulunmasına rağmen artık simana bağlı gelişen biyolojik komplikasyon riski günümüzde vida tutuculu restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır.⁴ Vida tutuculu sistemler başta multi ünit abutmentlar ve Ti-base sisemlerden oluşmaktadır.⁵ Multi ünit sistemlerin avantajları göz önüne alındığında sıklıkla köprü ve tam ark restorasyonlarda tercih edildiği bildirilmiştir.⁶ Tek kron restorasyonlarda ise Ti-base sistemler günümüzde yaygınlaşmaktadır. Bu sistemler CAD/CAM ile entegre üretime uygundur ve hibrit abutment ya da monolitik kron şeklinde üretilen üst yapılara uyum sağlamaktadır.⁷

Monolitik restorasyonlar, tek parça halinde üretilerek Ti-base abutment üzerine ağız dışında simante edilmektedir. Bu üretim yaklaşımı sayesinde restorasyonun ağız içinde ikinci bir simantasyon aşamasına gereksinim duyulmamakta, böylece peri-implant yumuşak dokularda siman artığına bağlı biyolojik komplikasyonların ortaya çıkma riski ortadan kaldırılmaktadır.^{8,9} Ayrıca, monolitik yapının tek parça ve homojen karakteri, yük aktarımının daha homojen bir şekilde dağılmasını sağlayarak mekanik stres birikimini azaltmakta ve restorasyonun uzun dönem dayanıklılığını desteklemektedir.¹⁰ Monolitik restorasyonlarda son yıllarda sık kullanılan materyaller lityum disilikat ve zirkonya olarak öne çıkmaktadır.¹¹ Lityum disilikat esaslı seramikler üstün estetik özellikleri yanı sıra yüksek kırılma direncine sahiptir ve bu

nedenle implant üstü restorasyonlar dahil olmak üzere çeşitli restorasyonlarda kullanılmaktadır.¹² Farklı klinik ve laboratuvar çalışmaları materyalle ilgili başarılı sonuçlar bildirirse de^{13,14} implant üstü kron restorasyonlarında kullanımı konusunda çalışmalar yetersizdir.

CAD/CAM sistemler ile yalnızca tek bir materyalden üretilip veneer porselene ihtiyaç duyulmayan monolitik zirkonya kronların son zamanlarda üstün mekanik özelliklerinden dolayı klinik endikasyon sahası gittikçe genişlemiştir.¹⁵ Yüksek biyouyumluluğuyla bilinen monolitik zirkonya restorasyonlar, gözeneksiz yapıları ve estetik avantajları sayesinde klinik kullanım alanları giderek artmaktadır.¹⁶

Dental implantlar ideal konuma yerleştirildiğinde estetik parametreler vida tutuculu monolitik restorasyonlarla rahatlıkla sağlanabilmektedir.¹⁷ Fakat özellikle üst çenede kemik morfolojisi, rezorpsiyon paterni ve anatomik oluşumlar sebebiyle implantın ideal konumda yerleştirilemediği durumlarda vidalı restorasyonlarda vida kanalı estetiği etkileyebilir.^{18,19} Bu sebeple geliştirilen açlandırılmış vida kanalı tasarımı (Angulated Screw Channel,ASC) özellikle anterior restorasyonlarda vida çıkış yerini labialden insizale ya da palatinal bölgeye alarak estetiği iyileştirir.²⁰ Aynı zamanda ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda posterior bölgeye erişmek zordur.^{21,22} Bu sistem posterior bölgede de erişim kolaylığı sağlayarak klinik uygulamayı kolaylaştırdığı üretici tarafından bildirilmiştir.

Tam seramik restorasyonlar, ağız sıvılarıyla etkileşim halinde olup termal değişikliklerden etkilenmektedir.²³Yapılan çalışmalarda çeşitli termal yorulma testlerinin tam seramiklerin mekanik özelliklerini etkileyerek dayanıklılığını azalttığını göstermiştir.²⁴⁻²⁶ Seramikler özellikle nemli ortamlarla sürekli temaslara hassas olup kırılma eğilimindedir.²³ Bu yüzden yapılan laboratuvar çalışmalarında termal faktörlerin dikkate alınması önem taşır.

Literatüre bakıldığında açlandırılmış vida kanalına sahip, monolitik yapıda farklı seramiklerden üretilen anterior ve posterior implant üstü kronların mekanik dayanımına ilişkin yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı materyallerden üretilen anterior ve posterior tek kron implant üstü restorasyonlarda, termal yaşlanma sonrası açlandırılmış vida kanalı tasarımının kırılma dayanımına etkisini araştırmaktır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri şunlardır:

- 1) Açılandırılmış vida kanalı tasarımı anterior bölgede monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımını etkilemez.
- 2) Açılandırılmış vida kanalı tasarımı anterior bölgede lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımını etkilemez.
- 3) Açılandırılmış vida kanalı tasarımı posterior bölgede monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımını etkilemez.
- 4) Açılandırılmış vida kanalı tasarımı posterior bölgede lityum disilikat kronların kırılma dayanımını etkilemez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi

İmplant kelimesi, latince kökenli olan ‘implantare’ fiilinden türemekte olup, ‘içerisine yerleştirmek’ anlamına gelmektedir ve canlı dokulara tedavi amacıyla yerleştirilen materyaller şeklinde tanımlanmaktadır.²⁷ İmplant, eksik dokuların yerine iade edilmesi ya da bu dokuların fonksiyonlarının geri kazandırılması amacıyla canlı dokular içerisine yerleştirilen materyalleri ifade eden bir tıp terimidir.²⁸ Dental implantlar ise Protez terimleri sözlüğünde “Sabit veya hareketli protetik restorasyonlar için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek sağlamak için kullanılan alloplastik materyaller” olarak tanımlamıştır.²⁹ Uluslararası Standardizasyon Kurumu (ISO) tarafından ise “Maksilla veya mandibulada protetik uygulamaya destek sağlayacak, cerrahi olarak yerleştirilmiş materyaller” olarak tanımlanmıştır.³⁰ Günümüz modern diş hekimliğinde; hastanın estetik, fonksiyon ve fonasyon ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla stomatognatik sistemi koruyarak uygun tedavi yöntemlerinin seçilmesi hedeflenmektedir.³¹ Özellikle son yıllarda diş eksikliklerinin rehabilitasyonu amacıyla kullanılan dental implantlar artan başarılı klinik sonuçları sayesinde sıkça tercih edilen tedavi yöntemlerinden biridir.²⁷ 4000 yıl öncesine dayanan implantoloji tarihinde birçok farklı materyal (çekilmiş dişler, fil dişi, kurumuş kemik ,altın, altın teller, gümüş alaşımları) kaybedilmiş dişlerin yerine uygulanmıştır.^{31,32} İlkçağ dönemine ait bir Honduran iskeletinde bulunan alt çene kesici dişlerin yerine diş formunda yerleştirilmiş bir deniz kabuğu implantı, dental implantlara dair bilinen en eski bulgudur. Yapılan arkeolojik bulgulara göre eski Çin ve Mısır uygarlıklarında kaybedilen diş dokularının yerinin doldurulmaya çalışıldığı görülmüştür.^{31,32}

Antik Çin medeniyetinde dental amaçlı kullanıldığı bilinen çivi formunda yontulmuş bambu sopaları ve Mısır’da bulunan kafatasında kıymetli metaller görülmüştür. 1510-1590 yılları arasında yaşamış Ambrose Pare reimplantasyon ve transplantasyon kavramlarından bahseden ilk diş hekimi olarak tarihe geçmiştir.³³ Diş hekimi M.Dupont 17.yüzyılda çekilmiş dişlere kanal tedavisi yaparak çekim soketine

yerleştirmiştir. Ancak transplantasyon yapılan dişlerde ankiloz ya da kök rezorpsiyonu görülmüş ve bu yöntemin çeşitli hastalıkların bulaşmasına yol açabileceği dşnlmştir.^{33,34} Oral implantolojide kayıtlara geçen ilk çalışmada 1809 yılında Maggiolo tarafından altından yapılan yapay bir kök diş çekimden hemen sonra çekim yerine yerleştirilmiştir. 1880 yılında Harris kurşun kaplanan postlar ile dental implant yapmayı denemiş, 1886’da ise Edmonds, demirden yapılmış kemik içi implantlar denemiştir. 20.yüzyılın başına kadar oral implantolojideki gelişmelerin genellikle reimplantasyon ve transplantasyon işlemleri üzerinden gerçekleştiği görülmektedir.³³

Modern implantolojinin gelişimi 1940’lı yıllara dayanmaktadır. 1947 yılında Formiggini paslanmaz çelikten içi boş yapıda spiral şeklinde üretilen bir implant geliştirmiştir.³⁵ öte yandan ortopedik cerrah Per Ingvar Branemark 1952 yılında kemik fizyolojisi ile ilgili yürüttüğü bir deneysel çalışmada tavşan kemiklerindeki kan akışını incelemek hedefiyle kemiğe silindir bir titanyum parça yerleştirmiş mikroskobik düzeyde kemik iyileşme sürecini inceledikten sonra çıkarma zamanı geldiğinde çıkmadığını ve kemikle bütünleştiğini grmştir. Bu biyolojik süreci ‘osseointegrasyon’ olarak tanımlamıştır ve 1960’lı yıllardan günümüze dek kemik içi implantlara olan talep artmıştır.³⁶ Günümüzde, osseointegrasyon prensibini benimseyerek geliştirilen ve 3 ila 20 yıllık takip sürelerinde yüksek başarı oranlarıyla literatürde yer alan 250’nin üzerinde implant sistemi bulunmaktadır.³⁷ Bu sistemlerin büyük bir bölümünde Branemark modeli ve türevleri nc olmakla birlikte, alternatif tasarımı özelliklerine sahip implantlar da geliştirilmiştir.³⁸ Oral implantoloji alanındaki bilimsel araştırmalar ve teknolojik gelişmeler aktif olarak halen devam etmektedir.³⁹

2.1.2. Dental implant türleri

Dental implantlar, birçok farklı şekilde sınıflandırılmış olmakla birlikte, en yaygın sınıflandırma kemik dokusu ile olan ilişkilerine dayanmaktadır. Bu sınıflandırmaya göre implantlar; transosteal, intramukozal, subperiosteal ve endosteal implantlar olmak üzere dört ana gruba ayrılmaktadır. Endosteal implantlar, uygun frezler yardımıyla çekim soketine veya dişsiz alveol kemiğine yerleştirilen dental implant tipleridir ve günümüzde en yaygın kullanılan implant türü olarak kabul edilmektedir.⁴⁰

2.1.3. Dental implantların protetik komponentleri

Misch ve Misch in sınıflamasına göre implant üstü restorasyonlarda protetik komponentler 5'e ayrılmıştır.³⁸

a. Analog

Bir implant analogu, ana modelde implant gövdesinin veya dayanağın retantif kısmını oluşturur.³⁸

b. Protez vidası

İmplant gövdesi ve dayanağı birbirine bağlayan, dayanak içinden geçen ve implant iç yüzeyine tutunan vidadır.³⁸

c. Protetik koping

Vidanın retansiyonu için dayanak yapısına uyacak şekilde hazırlanan ince bir kapaktır.³⁸

d. Transfer koping

Ana modeli elde etmek için alınan final ölçüsünde analogu konumlandırmak için kullanılır. Transfer koping, implant gövdesi ve dayanağın ağız içi pozisyonunu ölçüye yansıtır. Bunlar; indirekt transfer koping ve direkt transfer koping olarak ikiye ayrılır.³⁸

e. Abutment (Dayanak)

İmplantların protetik üst yapısını destekleyen ve implant gövdesi ile protetik üst yapı arasındaki bağlantı parçasıdır.³⁸

2.1.4. Dental implant abutment (dayanak) sistemleri ve seçimi

İmplant üstü restorasyonlarda abutment seçimi, yapılacak restorasyon tipi, estetik gereksinimler, oklüzyon ve peri implant yumuşak doku morfolojisi gibi birçok farklı faktöre bağlıdır.⁴¹

2.1.4.1. Kullanım alanlarına göre abutment sistemleri

a. Geçici implant abutmentleri

Protetik tedavi sürecinde, kabul edilebilir bir estetik ve fonksiyon sağlamak amacıyla ve aynı zamanda hastanın özgüvenini korumak için daimi öncesi geçici protetik tedavi uygulanabilir.⁴² İmplant tedavisinde hem fonksiyonel hem estetik açıdan önemli bir rol oynayan geçici abutmentler, implantın osseointegrasyon süreci boyunca yapılan geçici restorasyonları destekler.⁴³ Ayrıca yumuşak doku şekillendirmesi ve estetik değerlendirme gibi klinik uygulamaların gerçekleştirilmesine olanak tanır.⁴⁴ Geçici dayanak materyali olarak titanyum kullanıldığında gri-metalik renginin estetik açıdan yetersiz olduğu gibi aynı zamanda materyalin manipülasyonun klinik ortamda zorlayıcı olması hasta başı uygulamalarda kullanımını kısıtlamaktadır. Bu sebeple titanyum yerine diğer bir seçenek olarak polietereeterketon (PEEK) geçici dayanaklar klinik kullanım için sunulmuştur. Bu dayanakların manipülasyonu kolaydır ve iyi bir geçici estetik sonuç için renkleri uygundur.⁴⁵

b. Daimî implant abutmentleri

Daimî abutmentler implant üstü protetik tedavinin son aşamasında daimî restorasyonu desteklemek amacıyla kullanılır. Klinisyen tarafından daimî abutment seçimi hastanın anatomik özellikleri, estetik beklentileri ve yapılan protetik tedavinin fonksiyon açısından doğruluğu göz önüne alınarak yapılır. Bu amaçlar doğrultusunda, standart abutment, dökülebilir kişisel abutment veya bilgisayarla üretilen kişisel abutment olarak seçilebilmektedir.⁴⁶

2.1.4.2. İmplant abutment bağlantı şekillerine göre abutment sistemleri

İmplant ve abutment arasındaki bağlantıyı gerçekleştiren bölüme ‘implant-abutment bağlantısı’ denir. Bu bağlantı maksimum ve tekrarlayan çiğneme kuvvetlerine maruz kalmasının yanı sıra bakteri penetrasyonuna karşı da dirençli olması gerektiğinden dolayı, dental implant sistemlerinin en zayıf bileşeni olarak kabul edilir.⁴⁷ İmplantüstü restorasyonların uzun dönem başarısı için implant-dayanak bağlantısının biyomekaniği, gösterdiği tepki ve beraberinde implant çevresindeki yumuşak ve sert dokulara iletilen kuvvet miktarı kritik önem taşır.⁴⁸ İmplant bağlantısının başarısının değerlendirilmesinde yorulma dayanımı ve kırılma direnci,

sıkıştırma, gevşeme tork değeri ve soğuk kaynak etkilidir. Aynı zamanda bu bağlantı ara yüzeyindeki kuvvet dağılımı, kemikte oluşan stres miktarı ve mikro sızıntı da önem taşımaktadır.^{49,50} Mükemmel bir kenar sızdırmazlığı sağlamak için birbiriyle temas halinde olan iki yüzey arasındaki mikro aralığın tamamen giderilmesi gereklidir ancak bunu elde etmek mümkün değildir. Bu yüzden bu bağlantı arayüzündeki aralığı en aza indirmek için farklı bağlantı türleri geliştirmek modern implantolojinin amaçlarından biridir. Günümüzde klinik prosedürlerde uygulanmak amacıyla üretilen farklı geometrik tasarıma sahip 20'den fazla implant-abutment bağlantı sistemi bulunsa da genel olarak bu sistemler eksternal hegzagon (dış altıgen) ve internal hegzagon (iç altıgen) yapı olmak üzere iki ana başlık altında incelenmektedir.⁴⁸

a. Eksternal bağlantı

Eksternal bağlantı, implantın koronal segmentinden dışa doğru uzanan bir bağlantı şeklidir. Bu bağlantı türünde, abutmentin implantla bağlanan kısmı, implantın gövde bölümünü dıştan saran bir yapıdır. Rotasyon hareketinin engellenmesi amacıyla bu bölge hegzagonal ya da oktagon geometriye sahiptir. Abutment yapısında bulunan karşılıklı (antagonist) uyumlu hegzagon ya da oktagon yapı, implant gövdesindeki bu geometriye oturarak mekanik kilitlenme sağlar.⁵¹ Anti-rotasyonel stabilite göstermesi, üst yapı elemanlarının değiştirilebilme kolaylığı ve farklı implant sistemleriyle uyum sağlanması gibi avantajlarına rağmen, bağlantı hekslerinin morfolojisine bağlı olarak mikro hareketlerin meydana gelmesi sonucunda mikro sızıntı görülmesiyle başlayan periimplantitis sonucunda kemik rezorpsiyonu görülmesi, lateral kuvvetler altında mikro hareket gözlenerek, implant-dayanak birleşim bölgesinde mikro boşluk oluşturması dezavantajlarıdır.^{52,53}

b. Internal bağlantı

Eksternal bağlantının birleşim bölgesinde görülen tasarımın tam tersi olarak internal bağlantıda; dayanak, implantın gövdesine koronalden apikale doğru yerleşecek şekilde tasarlanmıştır. Bu bağlantı tipi implant abutment ara yüzünde görülecek biyolojik ve mekanik komplikasyonların önüne geçmek için tasarlanmıştır.⁵⁴ Internal bağlantının uç uca bağlantı (butt-joint) ve konik internal bağlantı(Morse taper) gibi farklı alt tipleri mevcuttur.⁵⁵ Aynı zamanda implantın gövdesine yerleşen kısmında altıgen, oktagon gibi farklı morfolojik şekillerde

bulundurabilir.⁵⁶ Literatüre bakıldığında internal bağlantının eksternal bağlantıya göre rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı daha dirençli olduğu görülmektedir.⁵⁷

2.1.4.3. Abutment-Protetik restorasyon bağlantı modeline göre abutment sistemleri

Üst yapının retansiyon şekline göre de sınıflandırılabilen abutment sistemleri tek diş kayıpları, bölümlü ve tam dişsizlik olgularında biyomekanik dayanıklılık açısından önem taşımaktadır. Bütün olgularda kullanımı mümkün olan her iki tutucu tipinin avantaj ve dezavantajları mevcuttur.⁵⁸ Bu nedenle tutucu tipinin seçimi klinik olgunun özellikleri ve gereksinimleri dikkate alınarak yapılmalıdır.⁵⁹ Abutment-protetik restorasyon bağlantı modelleri genel olarak simante ve vida tutuculu sistemler olarak iki ana kategoriye ayrılmaktadır.⁶⁰

a. Siman tutuculu implant üstü restorasyonlar

İmplant üstü tedavilerde en yaygın tercih edilen tutucu sistemidir. Doğal diş destekli sabit protezlerin simantasyonundaki prensipler siman tutuculu implant üstü sabit restorasyonlarda da geçerlidir.⁶¹ Belirli bir siman boşluğu hazırlanarak üretilen sabit implant üstü restorasyon, implant gövdesine vidalanan dayanak üretici talimatına göre torklandıktan sonra bir siman ile ağız içinde yapıştırılır.⁶² Bu restorasyonlarda dayanak ve üst yapı arasındaki siman aralığı pasif uyumun elde edilmesini kolaylaştırmakta; aynı zamanda restorasyonda vida çıkış yerinin bulunmaması oklüzal düzenlemelerin daha kolay yapılmasına imkan tanımaktadır.^{63,64} Ancak bu restorasyonlarda kullanılan siman peri-implant dokularda birikerek biyolojik komplikasyonlara yol açabilir.⁶⁵⁻⁶⁷ Aynı zamanda restorasyonun tamir vb gibi sebeplerle sökülmesi gerektiği durumlarda, restorasyona ve implant ara parçalarına zarar verme ihtimali vardır.⁶⁸

b. Vida tutuculu implant üstü restorasyonlar

İmplant üstü restorasyonlarda üretilen üst yapının doğrudan implant gövdesine ya da ara parçaya vida yardımıyla sabitlenen restorasyonlardır.⁶⁹ Vida tutuculu protetik restorasyonlarda pasif uyumun tam olarak oluşturulması çoğu zaman teknik açıdan zorluk taşır. Pasif uyum eksikliği, mekanik komplikasyonlar (vida gevşemesi, kırılması) ve biyolojik komplikasyonlar (kemik kaybı) ile ilişkilendirilmiştir.⁷⁰ Bu sebeple vidalı restorasyonlarda uzun dönem başarı sağlamak için pasif oturan bir üst

yapı üretebilmek amacıyla ölçü işlemleri çok hassas yapılmalıdır.⁷¹ Bu restorasyonlarda, vida çıkış yerinin çevresindeki seramik yapıda çatlak kırık gibi problemler oluşabilmektedir.⁷² Aynı zamanda bukko-lingual olarak fazla açılanmış implantlarda vida çıkış deliğinin bukkal yüzeyde konumlanması estetiği olumsuz yönde etkiler bu sebeple implant yerleştirilirken vida çıkış deliğinin konumu da implant cerrahisinde dikkate alınmalıdır.⁷¹ Ayrıca vida tutuculu protetik restorasyonlar, siman tutuculu protetik restorasyonlara göre 4 kata yakın daha maliyetli olduğu görülmüştür.⁶⁹ İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olduğu vakalarda rahatlıkla kullanılabilmesi, protezin tamir edilmesi gerektiğinde, dış veya dışetine uygulanmak istenen cerrahi ve restoratif tedavilerde restorasyonun rahatlıkla çıkarılabilmesi, protez ve periodontal bakımın kolaylıkla yapılabilmesi, siman kullanılmadığı için artık simanın sebep olacağı perisimantitis durumunun görülmemesi, protez teslim aşamasının siman tutuculu protezlere göre daha kısa sürmesi gibi avantajları bulunmaktadır.⁶⁹

2.1.5. Hibrit abutment

Hibrit abutment, implant üstü protetik rehabilitasyonda mekanik, estetik ve biyouyumluluk açısından avantaj sağlamak için geliştirilmiştir. Bu tasarımda implant gövdesine vidalanan düz titanyum bir platform üzerinde kişiye özel hazırlanan seramik dayanak bulunmaktadır. Üretilen zirkonya dayanak ağız dışında titanyum platforma simante edildikten sonra ağız içinde vidalanır ve bu sayede her iki tutucu sisteminin de avantajlarını barındırır.⁷³ Aynı zamanda implant üstü sabit restorasyonlarda kuvvetin en çok yoğunlaştığı yer implant abutment bağlantısıdır. Bu bölgede seramik ya da polimer yapının kullanılması olumsuz sonuçlara sebep olabileceği için tasarımda bu bölgede titanyum kullanılmıştır. Bu sayede titanyumun mekanik, seramik materyalinin estetik avantajlarından yararlanılmış olur.⁷⁴ Bu amaç doğrultusunda hibrit abutmentlarda kullanılmak üzere “Ti-base” ara parça firmalar tarafından üretilmiştir.⁷⁵

Bu ara parça başlangıçta hibrit abutmentlar için üretilmiş olsa da dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde zaman içerisinde tek krondan köprü protezlere birçok farklı implant üstü protetik tedavide kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle prefabrike Ti-base abutmentlar üzerindeki bağlantı geometrisinin gelişmesi ile monolitik

zirkonya ve lityum disilikat materyalindeki ilerlemeler, implant üstü tam seramiklerde önemli gelişmelere ön ayak olmuştur.^{76,77}

2.1.6. Açılандırılmış vida kanallı abutmentlar

Diş hekimliğinde dijital çağın gelişimiyle beraber fonksiyonel ve estetik tedavi başarısına ulaşabilmek için farklı teknik ve sistemler geliştirilmiştir. Özellikle vida tutuculu restorasyonlardaki gelişmeler ve simante restorasyonlarda görülen artık simana bağlı gelişen biyolojik komplikasyonlar, implant üstü protetik tedavilerde vida tutuculu restorasyonların ön plana çıkmasına neden olmuştur. Ancak yerleştirilen implantın açısı ve konumu yapılan restorasyonun başarısını doğrudan etkiler. İmplant konumlarının ideal olmadığı durumlarda Açılı Vida Kanalı (ASC) dayanak sistemi implant üstü restorasyonların fonksiyon ve estetik başarısını doğrudan etkileyen bir çözüm sunmaktadır.⁷⁸ Açılı vida kanalı (Angulated Screw Channel, ASC) vida tutuculu implant üstü protezlerde implant eksenini ve üst yapıdaki vida çıkış yerinin uyumsuzluğunu düzeltmek amacıyla geliştirilen bir yöntemdir. Bu sistemin temel amacı; implant açısının, restorasyonun estetik ve fonksiyonunu bozmadan, vida tutuculu restorasyonların uygulanabilirliğini arttırmaktır. Geleneksel vidalı restorasyonlarda vida çıkış yeri ve implant eksenini paralelken, ASC sistemleri vida kanalını implant ekseninden bağımsız ve firmaya bağlı değişiklik gösterecek şekilde farklı açılarla yönlendirebilmektedir. Böylece yapılan restorasyonun hem estetik hem fonksiyonu iyileştirilmiş olur. İlk kez 2014 yılında, Dynamic Abutment Solutions tarafından tanıtılan ve metal bir taban üzerinde 28 dereceye kadar açılabilir bir plastik silindirden oluşan bu sistem günümüzde farklı üreticiler tarafından farklı şekillerde uygulanır.⁷⁹ Bu sistem temel olarak 3 bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

- ASC uyumlu ti-base
- Özel vida ve tork anahtarı
- CAD/CAM kullanılarak açılı vida kanalına sahip olacak şekilde üretilen hibrit abutment veya monolitik üst yapı

ASC sisteminde kullanılan Ti-base ara parça standart Ti-baseden farklı olarak, vida kanalına açılı girişe imkân sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Standart Ti-base tamamen düz bir titanyum platformdur ancak ASC uyumlu Ti-basede vida giriş kısmında modifiye edilmiş hafif kesik bir bölge vardır. Modifiye edilen bu kesik bölge

özel tork anahtarının açılı kanala girmesini sağlar ve tork kuvvetinin iletimine izin verir. Standart tork anahtarları açılı üretilen vida kanalından vida başını doğru yakalayamadığı gibi yeterli tork miktarını da iletemez. Bu sebeple bu sisteme özel tork anahtarları da geliştirilmiştir. Bazı firmalar da bu anahtara ‘omnigrip’ denilmektedir.⁸⁰

Bu sistemin avantajları şunlardır;

- ***Estetik üstünlük:*** Vida kanalına verilen açı sayesinde vida çıkış yeri vestibül bölgede değil palatinal veya insizal bölgede olacak şekilde yönlendirilebilir. Böylece özellikle anterior bölgede estetik iyileştirilmiş olur.
- ***Artık simana bağlı gelişen komplikasyonları önlemek:*** Restorasyonların vida tutuculu olması, artık simanın sebep olacağı periodontal sorunların önüne geçer.
- ***Restorasyonun geri alınabilirliği:*** Restorasyonun vida tutuculu olması komplikasyon durumlarında zarar görmeden sökülüp yeniden yerleştirilmesine olanak tanır.
- ***Dijital iş akışına uygunluk:*** ASC sistemi CAD/CAM teknolojisi ile uyumludur ve bu sayede yüksek hassasiyette üst yapılar üretilir.
- ***Posterior bölgede erişim kolaylığı:*** ASC sistemler özellikle ağız açıklığı kısıtlı olan veya erişimi güç olan durumlarda uygulayıcıya kolaylık sağlamaktadır.

Bu sistemin dezavantajları şunlardır:

- ***Özel ekipman gerekliliği ve artan maliyet:*** ASC sistemine özel kullanılan vida, tork anahtarı ve implant ara parçaları standart ekipmanlarla uyumlu değildir ve maliyetleri daha yüksektir.
- ***Tork iletiminde kayup:*** Literatüre bakıldığında bazı çalışmalar özel tork anahtarıyla iletilen torkta standart anahtarlara göre belirli oranda kayıp gözlemlendiğini bildirmiştir. Fakat bazı çalışmalar da bu kaybın anlamlı olmadığını bildirmiştir. Bu durum mekanik stabilite açısından önemlidir.
- ***Mekanik komplikasyon riski:*** Literatüre bakıldığında açılı vida kanalı tasarımının üst yapıda incelmeye sebep olabileceği ve bu yüzden mekanik dayanım da azalma görülebileceği bildirilmiştir.
- ***Daha karmaşık üretim ve tasarım aşaması:*** CAD/CAM ile tasarımda vida kanalına doğru açılı yönlendirme yapılması ve üretim aşamasında frezeleme ekipmanı açısından hassasiyet gerektirir.

2.1.7. İmplant biyomekaniği

Biyomekanik, biyolojik sorunların çözümünde mühendislik mekaniği prensiplerinin kullanımı anlamına gelmektedir. Çiğneme aktivitesi sırasında çeneler ve dişler arasında sürekli biyomekanik etkileşimler gerçekleşir ve bu durum biyomekanik kavramını diş hekimliğinde önemli kılmıştır.⁸¹ İmplantların ve implant üstü restorasyonların ağız ortamındaki bütün biyomekanik etkileşimlere karşı dirençli olması gereklidir. Bu yüzden implant tedavisinin uzun süreli sağ kalımında implantı etkileyen biyomekanik faktörlerin etkisi büyüktür.⁸²

İmplant üstü restorasyonlarda protetik üst yapı diş morfolojisini taklit etmeli, dayanıklı, estetik ve biyouyumlu olmalıdır.^{83,84} Ağız içi fonksiyonu süresince uygulanan kuvvetler, tercih edilen materyalin dayanıklılık limitlerini geçtiğinde kırılma gerçekleşir.⁸⁵ Bu yüzden restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için biyomekanik ve oklüzal kuvvetlerin iyi analiz edilmesi önemlidir.⁸⁶ Oklüzal kuvvetler, meziodistal, fasiyolingual, oklüzoapikal olmak üzere 3 eksenli kuvvet oluşturmaktadır. Bu durum değerlendirildiğinde en yıkıcı etkiler lateral kuvvetlerde gözlenmektedir ve bu yüzden implanta gelen yükler implantın uzun aksına paralel olmalıdır.⁸⁷ Biyomekanik esaslarına göre sıkıştırma, çekme ve kesme olmak üzere üç temel stres tipi bulunmaktadır. Kesme kuvvetleri implant, implant ara parçaları ve çevre dokular üzerinde en yıkıcı etkiye sahiptir. Sıkıştırma kuvvetleri ise diğer kuvvetlere kıyasla en az yıkıcı olanıdır. Dolayısıyla implant üstü restorasyonlarda oklüzal düzenlemeler sıkıştırma kuvveti baskın olacak şekilde yapılmalıdır.⁸³

Dental implantlar yüksek başarı oranları göstermelerine rağmen geç ve erken dönem komplikasyonlar görülebilmektedir. Erken dönemde gözlenen kemik rezorpsiyonları özellikle aşırı oklüzal yükleme kaynaklı olabilmektedir.⁸⁸ Ayrıca implant ara parçalarında gözlenen tork kayıpları bükülme ve kesme tipi kuvvetler kaynaklı olabilir.⁸⁹

2.2. İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda tercih edilecek restoratif materyallerin seçimi hem biyouyumluluk hem de mekanik direnç özellikleri açısından kritik önem taşır.⁹⁰⁻⁹² Kullanılan restoratif materyaller klinik başarının başlıca

belirleyicileri arasında yer aldıklarından dolayı materyalin doğru seçimi yapılan tedavinin fonksiyon, estetik ve biyolojik açıdan uzun ömürlü olmasını sağlar.^{90,93}

2.2.1.Metal destekli porselen restorasyonlar

Metal alaşımlar uzun yıllar boyunca sabit protetik restorasyonlarda kabul görmüş bir materyal olarak kullanılmaktadır.⁹⁴ Diş hekimliğinde kullanılan metal materyalinin çekme direnci porselenden daha yüksektir ve bu sayede çekme gerilimlerinin etkilerini sınırlayarak yüzeyde oluşan çatlakların ilerlemesini engellemektedir. Bu restorasyonların alt yapılarının üretiminde kullanılan altın palladyum gibi değerli metallerin yüksek maliyetleri, nikel, krom, kobalt ve alüminyum gibi bazı baz metal alaşımların tercih edilmesine neden olmuştur. Alt yapı üretiminde kullanılan kayıp mum tekniği ve konvansiyonel döküm yöntemleri komplike birçok farklı aşamadan oluşurlar.⁹⁵ Bu durumun komplikasyon riskini arttırıp döküm kalitesini etkilemesi yeni üretim tekniklerinin gelişmesine yol açmıştır. Günümüzde giderek daha fazla tercih edilen üretim yöntemleri arasında CAD/CAM teknolojileri ile doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) sistemi yer almaktadır.⁹⁶

Metalin üstün mekanik özellikleri ile porselenin estetik avantajlarını birleştiren metal destekli porselenler uzun yıllardır başarıyla kullanılmalarına rağmen bazı dezavantajları vardır. Bunlara örnek olarak; metal alt yapı ve doğal dişlerin ışık geçirgenliğinin birbirinden farklı olması, korozyona ve bazı bireylerde alerjik reaksiyona sebep olması, ince diş eti fenotipine sahip hastalarda koleden metalik renk yansımalarına sebep olması verilebilir. Bu sorunları gidermek amacıyla tam seramik sistemler üzerine yapılan çalışmalar ve gelişmeler devam etmektedir.⁹⁵

2.2.2.Tam seramik restorasyonlar

Metal destekli porselenlerin dezavantajlarını gidermek üzere geliştirilen tam seramik restorasyonlar, yüksek ışık geçirgenlikleriyle doğal diş görünümünü daha iyi yansıtarak estetik açıdan üstünlük sağlamaktadır. Ayrıca biyouyumlu olmaları, korozyona karşı direnç göstermeleri, düşük plak birikimi potansiyeli ve sınırlı ısı ile elektrik iletkenlikleri, bu materyalleri klinik kullanım için ideal kılmaktadır.⁹⁷

a. Feldspatik seramik

Geleneksel seramik grubunu oluşturan feldspatik seramik; kuartz, kaolin ve feldspar yapılarından meydana gelmektedir. Yapısında bulunan potasyum feldspat, lösit kristallerini oluşturmaktadır. Bu kristallerde materyalin dayanıklılığını arttırmakta ve bu sayede hem metal hem seramik alt yapılar için uygun bir veneer porseleni oluşmaktadır.⁹⁸ Aynı zamanda %15-25 oranında bulunan bu lösit kristalleri porselenin termal büzülme kat sayısının metalden düşük olmasına yol açarak seramiğin soğuması esnasında sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalmasına sebep olur. Genellikle kümeler hakkında bulunan lösit kristalleri poligonal şekildedir.⁹⁹ Cam matriks ve kristaller arasındaki farklı ısı özellikleri dolayısıyla materyal soğurken kristallerin içinde ya da etrafında çekme ve basınç gerilimleri meydana gelir.¹⁰⁰ Bu durum içsel çatlaklara yol açtığından dolayı, dental seramikler içinde mekanik dayanımı en düşük olan grup feldspatik seramiklerdir.¹⁰¹ Feldspatik seramik, estetik avantajları sayesinde özellikle anterior bölgede lamine veneer restorasyonlarda sıklıkla kullanılır. Ayrıca inley, onley, parsiyel kron ve tam kronlar da tercih edilmekle birlikte, implant üstü ya da diş üstü kron köprü restorasyonlarında metal veya zirkonya altyapılar üzerine veneer porseleni olarak kullanılır. Günümüzde CAD/CAM ile feldspatik bloklardan implant üstü kron üretilebilmektedir ancak bu uygulamalar genellikle anterior bölgede tek diş implant üstü restorasyonlar ile sınırlıdır.¹⁰²

b. Lösit içerikli seramikler

İlk kez 1986 yılında tanıtılan IPS Empress, içeriğinde feldspatik porselen ve lösit kristalleri bulunmaktadır. Yaklaşık %40 oranında lösit kristali, yapının ana bileşenini oluşturur ve bu sayede geleneksel feldspatik seramiklere göre daha düşük büzülme, porozite ve kırılma gösterir. Bu sistem tek kron, inley, onlay restorasyonlar için uygundur. Ancak mekanik dayanımı sınırlı olduğundan posterior bölgede implant üstü restorasyonlarda önerilmez. Anterior bölge de ise estetik beklentisi yüksek hastalar da tek üye olacak şekilde kullanılabilir.¹⁰³

c. Lityum disilikat seramik

Lityum disilikat, cam seramik grubunda yer almaktadır. Bu materyalin yapısı cam faz içerisinde homojen dağılmış iğne biçimli $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinden

oluşmaktadır. Bu kristaller çatlak ilerlemesini durdurarak materyalin kırılma dayanıklılığını artırır.¹⁰⁴

Lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesiyle birlikte, 2005 yılında tanıtılan IPS e.max, IPS Empress 2 ye kıyasla daha yüksek ışık geçirgenliği ve translüsens sağladığı gibi aynı zamanda mikro çatlaklara karşı daha dirençlidir. Üretici firma IPS e.max materyalini klinik uygulama prosedürleri açısından iki farklı şekilde sunmaktadır. IPS e.max CAD blokları CAD/CAM teknolojisiyle freze edilebilirken, IPS e.max Press ingotlar basınç altında presleme yönteminde kullanılmaktadır. Isı ile presleme yönteminde kullanılan ingotlar yüksek sıcaklık altında kalıba preslenerek istenilen formda restorasyonlar üretilir. Lityum disilikat bloklar ise yarı kristal formda frezelenmekte ve ardından yaklaşık 840 °C’de kristalizasyon işlemi uygulandıktan sonra tam kristal forma dönüşmektedir. Bu işlem sonrasında materyalin ışık geçirgenliği, mekanik dayanımı ve renk stabilitesi artmaktadır.¹⁰⁵

IPS e.max aşağıdaki beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir:

1. IPS e.max Press: Lityum disilikat cam seramik ingotlarından ısı altında presleme tekniğini ile üretimlerde kullanılan formdur.
2. IPS e.max ZirPress: Florapatit cam seramik ingotlarından ısı altında presleme tekniği ile üretimlerde kullanılan formdur.
3. IPS e.max CAD: Lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM yöntemi kullanılarak ve frezelenme işlemiyle üretilen formdur.
4. IPS e.max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM yöntemi kullanılarak ve frezelenme işlemiyle ile üretilen formdur.
5. IPS e.max Ceram: Ağırlıklı olarak florapatit içerikli formdur.

Bu materyal yüksek estetik özellikleri yanı sıra Yüksek mekanik dayanım gösterir ve materyalin ortalama bükülme direnci 360-400 MPa’dır.¹⁰³ Bu bükülme dayanımı materyalin posterior bölgede de kullanılabileceğini gösterir.¹⁰⁶ Lityum disilikatların en günceli olan IPS e.max lamina veneerler, inley - onley restorasyonlar, anterior ve posterior kronlar, 3 üyeli anterior köprüler, ikinci premolara kadar olan 3 üyeli köprüler, anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üstü kronlar, ikinci premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üstü endikasyonları arasındadır ¹⁰⁷

Birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprülerde, dört ya da daha fazla üyeli köprülerde, inley bağlı köprülerde, çok derin subgingival preparasyonlarda, bruksizm vakalarında, kantilever köprülerde, Maryland köprülerde kullanımı uygun değildir.¹⁰⁸

d. Zirkonya seramikler

Zirkonyum periyodik tablodaki sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir. Doğada saf halde bulunmayan zirkonya genellikle bileşikler halinde yer alır. Zirkonyanın bilinen mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)’dir.¹⁰⁹ Metal alaşımlara göre üstün elastisite modülü ve bükülme dayanımı sergileyen zirkonya, sıcaklık değişimleri, aşınma ve korozyona karşı yüksek direnç göstermesinin yanı sıra, estetik özellikleri ve biyouyumluluğu ile diş hekimliğinde önemli bir yer edinmiştir.¹¹⁰

Literatürde, zirkonyanın bükülme direncinin ortalama 900–1200 MPa değerleri arasında olduğu ve bu yüksek dayanımın tetragonal–monoklinik faz dönüşüm mekanizmasından kaynaklandığı belirtilmektedir.¹¹⁰

Zirkonya polimorfik bir malzemedir ve 3 allotropik formda bulunur. Bu yapı sayesinde farklı sıcaklıklarda ve farklı kuvvetlerde farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olur.¹¹¹

Zirkonyanın 3 fazı ve bulundukları sıcaklıklar şu şekildedir:

- 1) Kübik faz (K): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (T): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz

Soğuma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir ve bu da materyalde %4’lük bir hacimsel artışına sebep olur. Bu durum dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılır ve klinik uygulamalarda avantaj sağlayabilmektedir.¹¹² Ancak bu durum kontrol altına alınmadığında, gözlenen hacim artışı materyalde kırıklara yol açabilmektedir. Bu sebeple, materyalin oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilitesini koruması gereklidir.¹¹³

Zirkonyum oksidin tetragonal ve kübik fazlarının oda sıcaklığında kararlı durumda kalabilmesi için yapıya stabilize edici oksitler eklenmelidir. Eğer bu oksitler eklenmezse yapı içerisinde çatlak gözlenebilir. Bu stabilize edici oksitler genellikle; seryum oksit (CeO_2), itriyum oksit (Y_2O_3), alümina (Al_2O_3), magnezya (MgO) ve kalsiyum oksit (CaO) gibi bileşenlerdir. Bu bileşenlerin eklenmesiyle birlikte soğuma sırasında monoklinik fazın oluşumu engellenir ve bu sayede faz dönüşümüne bağlı çatlak oluşumunun önüne geçilir. Bu bileşenlerden en yaygın olarak tercih edileni itriyum oksittir.¹¹⁴

Bu oksitler zirkonyanın tetragonal ve kübik fazı kısmen ya da tamamen stabilize etme özelliğine sahiptir. Bu nedenle, zirkonya bu stabilizasyon derecelerine göre sınıflandırılabilir.

- **Tam stabilize zirkonya (FSZ):** Bu yapı %8 in üzerinde itriyum oksit içerir ve esas olarak kübik fazdan oluşur.
- **Kısmen stabilize zirkonya (PSZ):** Kübik matriks içerisine nano boyutta tetragonal ya da monoklinik faz kristalleri barındıran zirkonya formudur.
- **Tetragonal zirkonya polikristali (TZP):** Büyük oranda tetragonal fazdan oluşan ve itriyum oksitle stabilize edilmiş zirkonya formudur. Üstün mekanik özellikleri dış hekimliğinde kullanılan zirkonyanın bu gruba dahil edilmesini sağlamıştır ve itriyumla stabilize edilmiş TZP (Y-TZP) olarak adlandırılır.

Y-TZP yapıları restorasyonlar, iki farklı şekilde üretim şekliyle elde edilebilmektedir. Önceden kısmen sinterlenmiş blokların frezelenmesi sonrası yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesiyle (soft machining) ya da tamamen sinterlenmiş blokların doğrudan frezelenmesiyle (hard machining) üretilebilmektedir.¹¹⁵

Anterior ve posterior tek kronlar ve üç veya dört üyeli köprü restorasyonları Y-TZP seramiklerin endikasyonları arasındadır. Buna karşılık; derin kapanışın olduğu durumlar, bruksizm gibi para fonksiyonel alışkanlıkların varlığı, kantilever köprü planlaması ya da periodontal desteğin yetersiz olduğu durumlar kontrendikasyon oluşturmaktadır.^{108,116}

Y-TZP seramiklerin avantajları şunlardır;

- Üstün mekanik özellikleri vardır.
- Biyouyumlu bir materyaldir.

- Titanyuma kıyasla bakteriyel tutunma oranı daha düşüktür.
- Hem geleneksel hem de adeziv simantasyon yöntemleriyle uygulanabilir.
- Düşük ısı iletimi sayesinde pulpal irritasyona sebep olma ihtimali düşüktür.
- Radyopak yapısı sayesinde restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak sağlar.

Y-TZP seramiklerin dezavantajları şunlardır:

- Translüsens özelliği sınırlıdır ve bu durum opak bir görünüme sebep olur.
- Uygulanan yüzey işlemleri zirkonyanın mekanik dayanımını olumsuz etkileyebilir.

2.2.3. *Rezin matriks seramikler*

Rezin matriks seramikler, seramik yapı ile güçlendirilmiş polimer esaslı yeni nesil restoratif materyallerdir. İçeriği %60-80 seramik dolduruculardan oluşurken geri kalan kısım polimer matris oluşturmaktadır. Bu kombine yapıdaki seramik içeriği sayesinde estetik özellik gösterirken aynı zamanda polimer yapı sayesinde kuvvet absorbe edici özellik gösterir.¹¹⁹ İmplant üstü restorasyonlarda genellikle tek üye restorasyonlar ve kısa köprülerde kullanılır.¹²⁰

2.2.4. *Monolitik restorasyonlar*

Alt yapı ve veneer seramikten oluşan, çok aşamalı üretim süreçlerine sahip tabakalı seramik restorasyonlarda görülen delaminasyon ve chipping gibi problemlerin önüne geçmek amacıyla monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir. Bu restorasyonlar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tek bir parça şeklinde üretilen ve tek tip seramik yapıdan oluşturulan restorasyonlardır. Bu restorasyonlarda genellikle yüksek kırılma dayanımına sahip zirkonya ve lityum disilikat içerikli seramikler yaygın olarak kullanılmakla birlikte, rezin matriks seramikler gibi CAD/CAM teknolojisiyle üretilebilen birçok farklı seramik de kullanılabilir.¹¹⁷ Ayrıca bu restorasyonların üretim süreci daha kolay ve tekrarlanabilir. Bu sebepler doğrultusunda günümüzde implant üstü tedavilerde özellikle tek kron ve kısa köprülerde monolitik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Yapılan in vitro çalışmalar tabakalı lityum disilikat kronların mekanik dayanımının monolitik tasarımlara göre anlamlı derecede düşük olduğunu göstermektedir.¹¹⁸

Monolitik restorasyonların önemli avantajlarından biri de CAD/CAM teknolojisiyle entegre üretim protokolleriyle Ti-base dayanaklara doğrudan simante

edilmeleridir. Günümüzde açılı vida kanalı sisteminin gelişmesiyle beraber, monolitik restorasyonların estetik ve mekanik dayanım açısından implant üstü tedavilerde daha geniş bir endikasyon alanı kazanmıştır. Ancak monolitik restorasyonlar avantajlarına rağmen kullanılacak materyal seçimi, bölgesel yüklere, estetik beklentilere ve vida kanalı tasarımına ile birlikte değerlendirilmelidir.

2.3.İmplant Üstü Sabit Restorasyonlarda Görülen Başarısızlıklar

İmplant üstü restorasyonlar diş kayıplarının rehabilitasyonunda uzun dönemli ve başarılı sonuçlar göstermesine karşın bu restorasyonlarda zaman içerisinde birçok komplikasyon görülebilmektedir.¹²¹ Bu komplikasyonlara sebep olarak; hasta kaynaklı faktörler, restorasyon tasarımı ve kullanılan materyal, klinik uygulama protokolleri gösterilebilir. Literatürde, görülen bu komplikasyonlara yapılan erken ve doğru klinik uygulamalarla restorasyonun daha uzun ömürlü olacağı belirtilmektedir.^{122,123}

2.3.1.Biyolojik komplikasyonlar

Biyolojik komplikasyonlar, implantı çevreleyen yumuşak ve sert dokulardaki patolojilerden kaynaklı olup implantın kendisini ve destekleyen dokuları olumsuz etkileyebilir.^{124,125} Çalışmalarda rapor edilen biyolojik komplikasyonlar arasında mukozitis, peri-implantitis, fistül formasyonu, yumuşak doku hiperplazisi ve implant kaybı sayılmaktadır. Peri-implant mukozitis, destek kemikte kayıp gözlenmeden, sondlamada kanama, eritem, şişlik veya süpürasyonla karakterize edilen durumdur.^{122,123} Buna karşın peri-implantitis implantla ilişkili dokulardaki kronik bir inflamutaur olup destek kemikte ilerleyici yıkımla karakterize edilir.¹²³ Bu duruma sebep olarak, yetersiz oral hijyen, simante restorasyonlardaki artık siman,aşırı oklüzal kuvvetler gibi etkenler gösterilebilir. Özellikle simante restorasyonların marjinlerinde görülen artık simanın, peri implant sulcusta birikimi dental plağın tutulumunu arttırıp lokal inflamasyona ve zamanla kemik kaybına neden olur.¹²⁶Artık simanın tespiti klinik olarak zor olduğu gibi radyografik olarak neredeyse imkansızdır.¹²⁷ Bu yüzden simantasyon aşamasında son derece dikkatli olunmalıdır.¹²⁸ Yapılan çalışmalarda mukositis ve peri-implantitis görülen vakaların büyük bir kısmında(%85) artık simana rastlanmıştır.¹²⁶ Bu durumun görülmemesi için mukozanın altında derin yerleşimli marjinlerin olacağı durumlarda vidalı restorasyonlar veya kişiye özel hazırlanmış bireysel dayanaklar tercih edilmelidir. Ayrıca uyumsuz implant abutment ve abutment

kron bağlantısı ve aşırı kontürlü kron plak retansiyonunu arttırarak peri implant dokularda inflamasyona sebep olur. Fistül oluşumu ve hiperplaziler daha nadir görülen komplikasyonlardır.

2.3.2.Mekanik komplikasyonlar

Mekanik komplikasyonlar genellikle implant ve implant ara parçalarına gelen aşırı yükler sonucunda görülmektedir. Bu aşırı yükün sebepleri arasında; hatalı oklüzal temaslar, parafonksiyonel alışkanlıklar, implantın uzun ekseninde dışarı gelen kuvvetler, uygulanan kantileverlar, artan kron-kök oranları sayılabilir. Bu artan yükler en çok sistemin en zayıf yerleri olan implant abutment vidaları ve üst yapıdaki porselen veneerleri etkiler. Sıklıkla görülen mekanik komplikasyonlar; vida gevşemesi, implant ara parçalarında görülen kırıklar, protetik restorasyonda görülen çatlaklar ve kırıklar, desimantasyon ve implant kırıklarıdır.¹²⁹

a. Desimantasyon

Sabit protezlerde retansiyon kaybı sonucunda gözlenen desimantasyon durumu, literatürde en sık bildirilen komplikasyonlardan biridir. Bu duruma sebep olarak; sınırlı oklüzal mesafe bulunan durumlarda yanlış abutment seçimi, abutment tasarımının yeterli retansiyon sağlayamaması gibi durumlar gösterilebilir.¹³⁰ Ayrıca tek üye implant üstü restorasyonlar daha çok rotasyonel kuvvete maruz kaldıkları için çok üyeli protezlere göre desimantasyon görülme riski artmıştır.¹³¹

b. Veneer materyali ve alt yapı kırıkları

Bu tür komplikasyonlar protetik yapıların başarısızlığı olarak değerlendirilmiştir. Veneer yapıdaki porselende görülen başarısızlıklara sebep olarak, bağlantı için eksik yüzey hazırlığı, alt yapı ve seramik arasındaki uyumsuzluk, fırınlama ve soğutma aşamalarında gerekli özenin gösterilmemesi ve travma yer almaktadır. Alt yapı kırıklarının önlenmesi için; seçilen alaşımın özelliklerine, yapılan alt yapı tasarımına ve yüksekliğine dikkat edilmelidir. Aynı zamanda pasif olmayan protetik restorasyonlarda da kırıkların gözlemlendiği rapor edilmiştir.¹³²⁻¹³⁴

c. Vida gevşemesi ve vida kırığı

İmplant üstü restorasyonlarda stabil bir abutment implant bağlantısı uzun dönem başarı için kritik önem taşımaktadır. Hem klinisyen hem hasta için vida gevşemesi ciddi bir sorundur. Bu komplikasyonun giderilmesi amacıyla vidaya erişebilmek için, siman tutuculu restorasyonlarda üst yapıya zarar verme ihtimali vardır. Bu durum hem tedavi sürecini uzatmak da hem de ek maliyet gerektirmektedir. Vida gevşemesi implant abutment bağlantısında mikro aralık oluşmasına, mikro hareketliliğe, bakteri penetrasyonuna ve uzun dönemde implant kaybında sebep olur. Vida gevşemesine müdahale edilmeyen durumlarda fonksiyonel yükler altında vida kırılabilir ve bu durum daha ciddi sorunlara sebep olur. Literatürde vida kırığı görülme oranı %1-22 arasında gösterilmiştir. Bu komplikasyonun görülme olasılığı özellikle tek üye implant üstü restorasyonlarda daha fazladır.¹³⁵

d. Abutment kırığı

Abutment kırığı ender görülen ama gerçekleştiğinde çözülmesi zor bir komplikasyondur.¹³⁶ Oklüzal yükler altında abutment vidasının olduğu bölgede kuvvetler yoğunlaşır ve burada meydana gelen gerilme abutmentin kırılmasına sebep olur. İmplant abutment bağlantı tipleri de bu komplikasyonun görülme sıklığını etkiler.¹³⁷ Literatürde internal konik bağlantının eksternal bağlantıdan daha stabil olduğu ve mekanik dayanıklılık açısından daha sağlam olduğu belirtilmektedir. Ayrıca platform switching tasarımlarda da daha az kırık görüldüğü belirtilmiştir.^{136,138}

e. İmplant kırığı

İmplant kırıkları, etki eden fonksiyonel kuvvetlerin implant materyalinin mekanik dayanımını aştığı zaman meydana gelir. Literatürde bu komplikasyonun görülme sıklığı oldukça düşük olup yaklaşık %1 kadardır. Tek üye implant restorasyonlarında çok üyeli implant restorasyonlarına kıyasla implant kırıkları daha çok gözlenmektedir.¹³⁹

2.3.3. Estetik komplikasyonlar

İmplant destekli restorasyonlar da estetik başarı, hasta beklentilerine ve klinik değerlendirme parametrelerine dayanan çok faktörlü bir kavramdır. Estetik başarının

sağlanabilmesi için implantın doğru konumda yerleştirilmesi, yeterli yumuşak ve sert doku varlığının sağlanması ve komşu dişlerin morfolojik özelliklerinin doğru şekilde taklit edilmesi gereklidir.¹⁴⁰ Yapılan çalışmalarda beş yıl içerisinde estetik komplikasyonların %7-10 oranında görülebildiği bildirilmiştir.¹⁴¹ En sık görülen estetik komplikasyonlar; interdental papilla kaybı sonucu görülen karanlık alanlar, diş eti çekilmesi, renk veya şekil uyumsuzlukları, uygun olmayan çıkış profili ve vidalı restorasyonlarda vida çıkış deliğinin labialde konumlanmasıdır. Labialde konumlanan vida deliği kompozit dolgu materyali ile kapatılsa bile porselenle aynı ışık geçirgenliğe sahip değildir ve zamanla renklenir. Bu durum ciddi estetik memnuniyetsizliğe sebep olur. Bu durumda vida tutuculu sisemler yerine siman tutuculu sistemler tercih edilebilir. Ancak bu durum siman artığı riskini barındırır.⁶⁷ Estetik başarının sağlanabilmesi için uygun hasta seçimi ve implantların en ideal konumda yerleştirilmesi büyük önem taşımaktadır.¹⁴²

2.3.4. Fonksiyonel ve fonetik problemler

Hatalı konumlandırılmış implantlar hem protetik üst yapının fonksiyonunu hem de hastanın fonasyon becerisini olumsuz etkileyebilir. Yapılan protetik restorasyonda özellikle üst anterior bölgede hatalı konumlandırılan dişlerin, dil ve dudakla olan ilişkisi fonasyonda görülen problemlere sebep olabilir. "S", "Ş" ve "F" gibi seslerin çıkarılmasında güçlük yaşanabilir ve bu durum bireyin sosyal yaşantısını olumsuz etkiler. Ayrıca protezdeki hacimsel ve konumlandırılma hataları yumuşak dokulara baskı yapar ve aynı zamanda dil boşluğunu daraltıp dil hareketlerini sınırlayarak fonasyon problemlerine yol açar.¹⁴³

2.4. Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Mekanik Başarısızlıklar

Tam seramik restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonlar mekanik kaynaklı başarısızlıklardır. Seramik materyali yüksek baskı dayanımı gösterir ancak çekme dayanımı düşüktür bu sebeple ani kırılmalar ve çatlak oluşumu görülebilir.^{144,145} Özellikle yeterli kalınlıkta hazırlanmayan, keskin kenar köşe bulunduran restorasyonlar yüksek oklüzal stresler altında kullanıldığında kırılma riskleri artar.¹⁴⁴ Kırık veya çatlak başlangıcı, yüzeyin belirli bölgelerinden, ara yüzey hattından ya da materyalin iç yapısından kaynaklanabilmektedir. Yapılan laboratuvar

çalışmalarında seramik materyalindeki ilk çatlağın dış konik şekilde ve kuvvet uygulayan ucun etkisi altındaki bölgede oluştuğu görülmüştür. Uygulanan kuvvet eşik sınırı aştığında oluşan çatlak ilerleyerek restorasyonun kırılmasına sebep olmaktadır.¹⁴⁶ Cam seramik ve alümina materyallerde çatlaklar genellikle simantasyon yüzeyinden başlar, bir hat boyunca ilerler ve restorasyonun kütsel kırılmasına sebep olur. Zirkonya materyalinde radyal kırıklar daha az gözlenir. Bu materyallerde yük uygulanan bölgede daha çok iç konik çatlakların oluştuğu bilinmektedir. Oluşan bu çatlaklar, kuvvetin etkisiyle oluşan basınç bölgelerinde suyun çatlak içine hapsolmesiyle ilerler ve materyalin bütünlüğünü bozar. Her yüklemede su çatlak içerisinde daha da ilerler ve çatlağın genişlemesine sebep olur. Bu durum restorasyonun kırılmasıyla sonuçlanır.¹⁴⁷

Simantasyon yüzeyinde oluşan radyal çatlaklar ilerleyerek restorasyonun kütsel kırılmalarına sebep olabilirken oklüzal yüzeyde oluşan konik çatlaklar genellikle chippinge sebep olur. Bu konik çatlaklar aynı zamanda monolitik restorasyonlarda seramik-siman ara yüzeyine kadar uzanabilir. Bu tip çatlaklar radyal çatlaklar kadar yıkıcı değildir ama dış etkenlerin restorasyon içine nüfuz etmesine sebep olur. Bunlar doğrultusunda monolitik restorasyonlarda daha geniş tüberkül açıları tercih edilmektedir.¹⁴⁸

2.5. Dış Hekimliği Araştırmalarında Kullanılan Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamında bulunan dental restorasyonlar, asidik ya da bazik pH, nem varlığı ve tekrarlayan yükleme gibi birçok çevresel faktörün etkisi altında kalmaktadır.¹⁴⁹ Dental tedavide kullanılan restoratif materyallerin mekanik komplikasyonları genellikle kısa dönemlerde değil uzun süreli kullanım sonucunda görülmektedir. Bu durum aslında görülen komplikasyonların ani kuvvet uygulanmasından ziyade zaman içindeki maruziyet sonucunda görülen yorgunluğa bağlı geliştiğini gösterir.¹⁵⁰ Dental restoratif materyallerin özelliklerinin doğrudan in-vivo ortamlarda incelenmesi hem çok zaman gerektirmesi hem de bazı durumlarda etik açıdan doğru bulunmaması, yapılan çalışmaların sıklıkla in-vitro koşullarda yapılmasına neden olmaktadır.¹⁵¹ Literatürde yapılan çalışmalarda uygulanan in-vitro testler geniş aralıklı yükleme kuvvetleri ve yükleme frekansı, periyot sayısı, farklı antagonist materyallerin kullanımı, ıslak ve kuru ortamlarda yapılan yorgunluk testleri,

periodontal ligamentin taklit edilmesi, termal siklus uygulaması, farklı dayanak materyali ile lateral ve vertikal yönlerdeki hareketlerin simülasyonu gibi çok çeşitli parametreleri içermektedir.¹⁵²

2.5.1. Termal yaşlandırma

Ağız içi sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla uygulanan termal döngü prosedürü, restoratif materyal ve dişlerin belirli sıcaklık aralıklarında, sıcak ve soğuk su banyolarında tekrarlayan çevrimlere tabi tutulmasıyla gerçekleştirilir.^{153,154} Bu işlem 5°C ile 55°C derece arasında değişen sıcaklık değerleri uygulanarak farklı daldırma sürelerinin tekrarlanmasıyla gerçekleştirilir. Bir günde ağız içi sıcaklığın ulaştığı en düşük ve en yüksek değerlere 20 ile 50 kez ulaştığı yani 24 saatte 20 ile 50 döngünün gerçekleşebileceği bu sebeple yapılan 10000 termal döngünün 1 yıllık oral fonksiyon süresine eşdeğer olduğu düşünülmüştür.¹⁵³

2.5.2. Otoklav ile yaşlandırma

Bu yaşlandırma yöntemi, otoklav içerisinde 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında, nemli bir ortam koşulunda uygulanmaktadır. Otoklavda yapılan 134°C 1 saatlik yaşlandırmanın in vivo olarak 3 ile 4 yıla eşdeğer olduğu bildirilmiştir.¹⁵⁵⁻¹⁵⁷

2.5.3. Mekanik oklüzal yükleme ve döngüsel termomekanik yükleme

Çiğneme fonksiyonu sırasında meydana gelen kuvvetleri simüle etmek için kullanılan yöntem oklüzal mekanik yükleme denir.^{158,159} Bu yöntemde dinamik veya statik kuvvetler belirli bir Newton değerinde sabit bir frekansla döngüsel olarak uygulanır.¹⁶⁰ Yapılan bazı çalışmalarda sadece mekanik yüklemenin tek başına belirsiz bir etki oluşturması düşünülerek termal yaşlandırma ile eş zamanlı kullanılması önerilmiştir.^{158,159} Döngüsel termomekanik yüklemede sabit yükler belirli bir döngüde uygulanırken numunelerin bulunduğu haznelere sıcak ve soğuk su uygulanır.¹⁶¹

2.5.4. pH döngü ile yaşlandırma

Bu yöntemde hazırlanan numuneler önce 37°C’de 6 saat pH 4,3 olan asidik solüsyonda sonrasında 37°C’de 17 saat yapay tükürük solüsyonunda bekletilir. Böylelikle in vivo ortamı taklit ederek kariyojenik değişiklikler ölçülür.¹⁶²

2.5.5. Ultraviyole (UV) ışın ile yaşlandırma

ISO 7491 (2000) standardına göre, örneklerin 10 cm mesafede UV-B ışığına maruz bırakılmasıyla 37°C sıcaklıkta gerçekleştirilen 120 saatlik ışık uygulaması, yaklaşık bir yıllık klinik kullanımı simüle etmektedir.¹⁶³ Diş hekimliği literatüründe genellikle renklenme (ΔE) bakılan çalışmalarda kullanılmaktadır.¹⁶³

2.5.6. Suda bekletme yöntemi

Ağız içi ısının yansıtılması hedeflenen bu işlemde numuneler sıklıkla 37°C’deki suda, 24 saat, 7 gün ya da 30 gün bekletilmektedir. Kısa bekletme sürelerinde bile hidrolitik bozulmanın hızlanıp bağlanma kuvvetinin zayıfladığı bildirilmiştir. Bu yüzden 24 saatlik bekletme süresinin sıklıkla yeterli olabileceği düşünülmektedir.¹⁶⁴ Bu yöntemde numuneler genellikle su da bekletilse de ağız içi ortamı daha iyi yansıtması için yapay tükürük ya da esteraz enzimi de kullanılabilir.^{164,165}

2.6. Diş Hekimliği Araştırmalarında Kullanılan Mekanik Testler

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan restoratif materyallerin veya protetik yapıların mekanik özelliklerini ve klinik performanslarını değerlendirmek için yapılan in vitro çalışmalarda uygulanan mekanik testler kritik öneme sahiptir.^{166,167} Uygulanan test yöntemlerinin her birinin belirli avantajları varken aynı zamanda bazı sınırlamaları da bulunmaktadır.¹⁶⁰ Bu testlerinin en önemli üstünlükleri arasında, hızlı sonuç alınabilmesi, yalnızca tek bir değişkenin etkisinin izole biçimde incelenebilmesi ve mevcut standart test verileriyle yeni geliştirilen malzeme ve tekniklerin kolaylıkla karşılaştırılabilmesi yer almaktadır.¹⁶⁸ Ancak bu avantajlara karşın, dental materyaller üzerinde uygulanan farklı biyomekanik test türlerinin her biri belirli yönlerden

sınırlamalara sahiptir ve bu nedenle hangi test protokolünün en ideal olduğu konusunda halen bir fikir birliği bulunmamaktadır.¹⁶⁹

2.6.1. Kırılma dayanımı testi

Kırılma dayanımı testi, çekme testinin tersi olarak kabul edilir ve dental materyallerin dikey yönde uygulanan basma kuvvetine karşı gösterdiği direnci değerlendirmek amacıyla uygulanan temel mekanik testlerden biridir.¹⁷⁰ Test sırasında, standart ölçülerde hazırlanan numunelere, kontrollü bir hızla artan yük uygulanmakta ve kırılma anında ulaşılan maksimum kuvvet değeri kaydedilmektedir.¹⁷¹ Bu cihazlarda boyutsal olarak çok küçük örneklere bile kuvvet uygulanabilir ve bu durum kullanılacak materyalin pahalı ve ender olması durumunda fayda sağlar. Kırılma direnci testinde materyale kırılma gerçekleşene kadar statik yük uygulanır ve kırılmanın gerçekleştiği gerilim kayıt altına alınır.¹⁷²

2.6.2. Bükülme testi

Bükülme testleri, materyalin eğilme kuvvetine karşı gösterdiği direnci değerlendiren bir test yöntemidir.¹⁷³ Seramik gibi kırılğan yapıdaki malzemelerin bükülme dayanımlarının ölçülmesinde birçok farklı test yöntemi uygulanabilmektedir.¹⁷⁴ Bu test yöntemlerinden genellikle örnek hazırlanma zorluğu göz önüne alındığında en yaygın kullanılanları üç nokta bükme testleri, 4 nokta bükme testleri, biaksiyal bükme testleri (biaksiyal bükülme testi), çember üzerine çember (ring on ring), çember üzerine top (ring on ball) , üç top üzerine pistondur.¹⁷⁵

2.6.3. Makaslama testi

Bir materyali diğ erinin üzerinden kaydırma amacıyla yapılan kuvvete tepki olarak gerçekleş en deformasyona karşı gösterilen direnç ya da materyale uygulanan döndürme torku makaslama dayanımı olarak tanımlanır.^{176,177} Makaslama bağlantı dayanımı testi, dental malzemeler arasında oluşan bağlantı dayanımını değerlendirmek amacıyla diş hekimliğinde sıkça kullanılan mekanik testlerden biridir.¹⁷⁷ Bu test yönteminde, farklı iki materyalin oluşturduğu bir örneğin ara yüzeyine özel bir uç yardımıyla kuvvet uygulanır ve materyallerin ayrıldığı anda ölçülen kuvvet değeri kaydedilir.^{175,176}

2.6.4. *Çekme testi*

Bir malzemenin uzama eğilimine karşı uygulanan kuvvete direnç göstermesi, çekme gerilimi olarak ifade edilir.¹⁷⁸ Restoratif materyallerin bağlantı dayanımlarını değerlendirmek için kullanılan bu yöntemde, alt yapı ve üst yapı bileşenleri bağlanma yüzeyine dik yönde uygulanan kuvvetle birbirinden ayrılır.¹⁷⁹

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Düz ve açılandırılmış vida kanalına sahip farklı üst yapı materyallerinden üretilen anterior ve posterior tek kron implant üstü restorasyonların kırılma dayanımını araştırdığımız bu çalışma İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Bu proje İKÇÜ Bilimsel Araştırma ve Projeleri Birimi tarafından 2025-TDU-DİŞF-0004 numaralı proje ile desteklendi. Çalışmamızda kullanılan cihaz, model ve üretici firma detayları Tablo 1'de, kullanılan materyal, üretici firma ve içerik detayları ise Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan cihaz, model ve üretici firmaları

Cihaz	Model/Üretici firma
Döküm Fırını	MFX-1010/Mikrotek Dental
Sinter Fırını	MP1500Speed/Multistep
Universal Test Cihazı	AGS-X 5kN/Shimadzu
Termal Siklus Cihazı	Termal Siklus Cihazı/Gökçeler Makine
Stereomikroskop	AxioCam ERc 5s/Zeiss
Kumlama Cihazı	Kumlama cihazı/Sefasan
Seramik presleme cihazı	DuraDent/Duradent Ceramist Combo
Ultrasonik Temizleme cihazı	Eurosonic Energy/Euronda S.p. A

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin, üretici firma bilgisi ve kimyasal içerikler

Çalışmada Kullanılan Materyaller	Marka Adı	Üretici Firma	Kimyasal içerikler
Ti-base dayanak	Bilim	Proimtech Sağlık Ürünleri	Ti-6Al-4V: %90 Ti %6 Alüminyum (Al) % 4 Vanadyum (V)
Analog	Bilim	Proimtech Sağlık Ürünleri	Ti-6Al-4V: % 90 Ti % 6 Alüminyum (Al) % 4 Vanadyum (V)
Monolitik Zirkonya	Duradent	ERK Dental	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥%99 Y ₂ O ₃ %4,5-6 HfO ₂ <%5 Al ₂ O ₃ <% 0,5 Fe ₂ O ₃ <%0,3
Lityum disilikat	Amber Press	HASS Corporation / HASS Bio	Li ₂ Si ₂ O ₅ : %65. Li ₂ O–SiO ₂ –K ₂ O–Al ₂ O ₃ – P ₂ O ₅ –ZrO ₂ –CeO ₂ : %35
Al₂O₃ kumu	Duradent	ERK Dental	Alfa alüminyum oksit aşındırıcı kum 50 mikron
Kompozit	3M Filtek Ultimate Flowable Universal	3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, BIS-EMA, %55-57 doldurucu
Akrilik rezin	SC Soğuk Akrilik	Imicryl Dental	Polimetilmetakrilat Metilmetakrilat
Rezin siman	Panavia	Kuraray Noritake Dental Inc.	Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, alifatik dimetakrilatlar 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
Hidroflorik asit Primer	Ultradent Clearfil Ceramic Primer Plus	Ultradent Products Inc. Kuraray Noritake Dental Inc.	%9,5 hidroflorik asit 3-Methacryloxypropyl trimethoxysilane 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

Çalışmada 8 grup (n=10) bulunmaktadır. Her bir örnek; implant analogu, Ti-base ve krandan oluşmaktadır. Çalışmada yer alan gruplar Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan deney grupları, grup isimleri ve özellikleri

Grup İsmi	Bölge	Materyal	Vida Kanalı	Örnek Sayısı
AZ-D	Anterior	Monolitik Zirkonya	Düz	10
AZ-A	Anterior	Monolitik Zirkonya	Açılı	10
ALS-D	Anterior	Lityum disilikat	Düz	10
ALS-A	Anterior	Lityum disilikat	Açılı	10
PZ-D	Posterior	Monolitik Zirkonya	Düz	10
PZ-A	Posterior	Monolitik Zirkonya	Açılı	10
PLS-D	Posterior	Lityum disilikat	Düz	10
PLS-A	Posterior	Lityum disilikat	Açılı	10

Grup AZ-D

Bu grup anterior bölge için hazırlanan düz vida kanallı monolitik zirkonya restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup AZ-A

Bu grup anterior bölge için hazırlanan düz vida kanallı monolitik zirkonya restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup ALS-D

Bu grup anterior bölge için hazırlanan düz vida kanallı monolitik lityum disilikat restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup ALS-A

Bu grup anterior bölge için hazırlanan açılı vida kanallı monolitik lityum disilikat restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup PZ-D

Bu grup posterior bölge için hazırlanan düz vida kanallı monolitik zirkonya restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup PZ-A

Bu grup posterior bölge için hazırlanan açılı vida kanallı monolitik zirkonya restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup PLS-D

Bu grup posterior bölge için hazırlanan düz vida kanallı monolitik lityum disilikat restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

Grup PLS-A

Bu grup posterior bölge için hazırlanan açılı vida kanallı monolitik lityum disilikat restorasyonların Ti-base dayanaklara adeziv simante edildiği örneklerden oluşmaktadır. Bütün örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırma testi yapıldı.

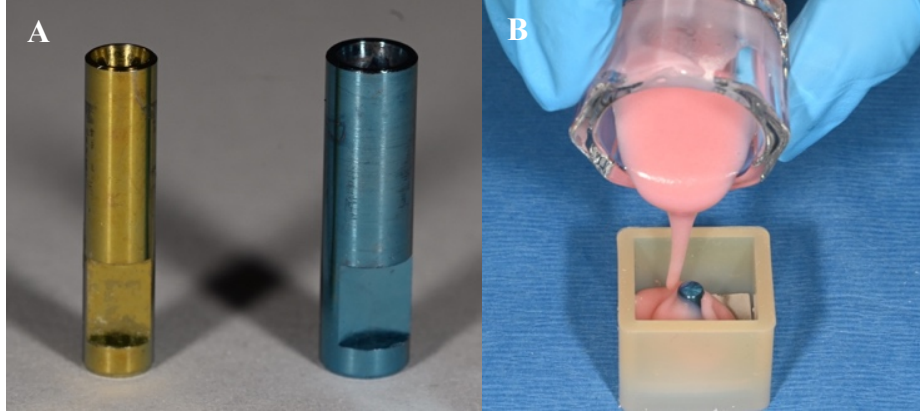
Çalışmamız aşağıdaki aşamalardan oluşmaktadır:

- Deney örneklerinin hazırlanması
- Deney örneklerinin termal yaşlandırılması
- Deney örneklerine kırma testinin uygulaması
- Stereomikroskop ile kırılma tiplerinin belirlenmesi
- İstatistiksel değerlendirme

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.1.1. Analogların akrilik rezine sabitlenmesi

Bu çalışmada anterior örnekler için 40 adet dar platform olan sarı, posterior örnekler için 40 adet standart platform olan mavi analog kullanıldı (Resim 1A). Analoglar plastik kalıpların tabanına analog çapları kadar açılan bir boşluk yardımıyla yer düzlemine dik olacak şekilde sabitlendi. Soğuk akrilik rezin (SC Imicryl Dental, Türkiye) 2/1 toz/likit oranında karıştırılarak plastik kaplara döküldü (Resim 1B).



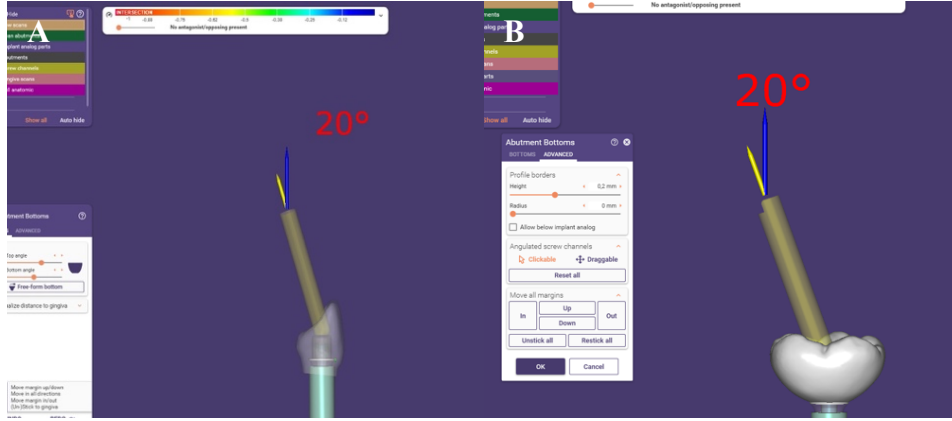
Resim 1. Analogların rezin modellere sabitlenmesi

- A) Çalışmada kullanılan analoglar
- B) Analogların rezin modele sabitlenmesi

3.1.2. Kronların tasarlanması

Rezin modele sabitlenen implant analoglarına yerleştirilecek tarama parçası (Bilimimplant, Türkiye) firmanın kataloğundan seçildi. Yerleştirilen tarama parçası ile birlikte rezin model laboratuvar tipi bir tarayıcıda (Medit T500, Medit Corp., Güney Kore) tarandıktan sonra Exocad (Exocad GmbH, Almanya) dijital kütüphaneden uygun Ti-base dayanak kodları seçildi. Çalışmada restorasyon tasarımı olarak üst çene sağ santral ve alt çene sağ 1. molar diş morfolojisi hedef alındı ve önce düz vida kanalına sahip kronlar tasarlandı. Tasarlanan mandibular birinci moların mesiodistal genişliği 11 mm, bukkolingual genişliği 10,5 mm ve okluzal kalınlığı 1,5 mm, anterior kronların ise 8,5 mm mesiodistal genişlik, 11 mm insizoservikal yüksekliği olacak şekilde belirlendi.

Ardından aynı tasarımda vida kanalına 20 derece açı verilip açılı vida kanalına sahip kronlar tasarlandı (Resim 2). Vida çıkışları anterior kronlarda insizalden singuluma, posterior kronlarda santral fossadan mesiale alındı.



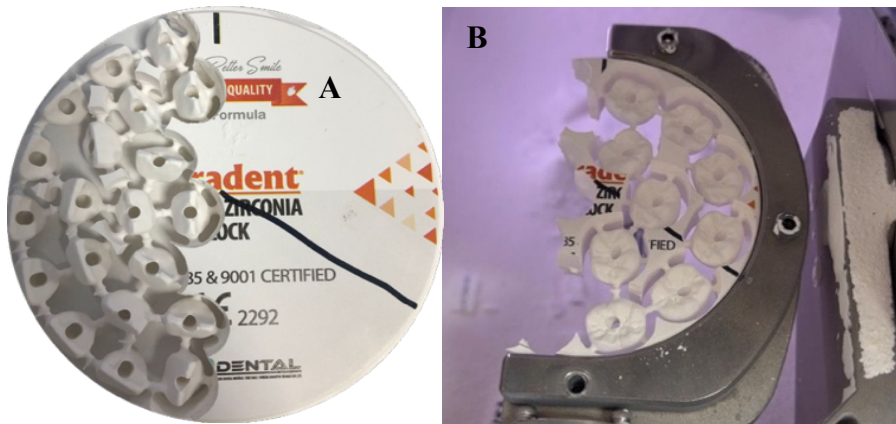
Resim 2. Kronlara tasarımda 20 derece açı verilmesi

- A) Anterior örneklere açı verilmesi B) Posterior örneklere açı verilmesi

3.1.3.Kronların üretilmesi

a. Monolitik zirkonya kronların üretilmesi

Tasarlanan kronlar, yarı sinterize bloklardan Duradent (ERK Dental,Türkiye) CAD/CAM frezeleme sistemi (D15 CAM, Yenadent, Türkiye) ile kazındı. Ardından 1500°C’de 9 saat boyunca sinter fırınında (MP1500Speed, Multistep, Türkiye) sinterizasyon işlemine tabi tutularak tam sinterize forma getirilmesi sağlandı.

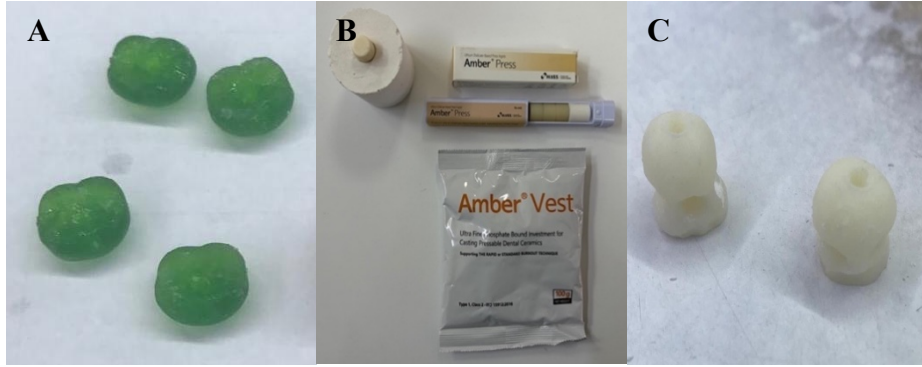


Resim 3. Monolitik zirkonya kronların üretilmesi

- A) Üretilen anterior kronların zirkonya disk üzerinde görüntüsü
B) Üretilen posterior kronların kazıma cihazındaki görüntüsü

a. Lityum disilikat kronların üretilmesi

Lityum disilikat kronlar, ısı altında pres yöntemiyle üretildi. Lityum disilikat kronların üretim aşamaları Resim 4'te gösterilmiştir. Bu kronların üretim aşamasında öncelikle, yapılan CAD tasarımı doğrultusunda reçine (Midas Teknoloji, Türkiye) modeller (Resim 4A), 3B baskı cihazı (Sprint Ray Midas Dental 3D Resin Yazıcı, ABD) kullanılarak hazırlandı. Ardından fosfat esaslı rövetman (Amber Vest, Hass Corporation, Güney Kore) (Resim 4B) içerisine yerleştirilen bu modeller ön ısıtma fırınına (Mikrotek MFX-1010, Mikrotek Dental, Türkiye) yerleştirildi. Bu fırının sıcaklığı kademeli olarak yaklaşık 2 saatte 910 °C'ye çıkarıldı ve örnekler bu ısıda 30 dk süreyle bekletilerek reçine modellere burn out işlemi uygulandı. Ardından presleme cihazında (DuraDent, DuraDent Ceramist Combo, Türkiye) 930 °C sıcaklıkta 38 dakika süreyle presleme işlemi gerçekleştirildi. Bu işlemin sonunda lityum disilikat kronlar elde edildi. (Resim 4C).



Resim 4. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması

- A) Örneklere ait 3B baskıyla üretilmiş reçine modeller
- B) Üretim esnasında kullanılan manşet, ingot ve rövetman
- C) Üretilen lityum disilikat kronlar

Bütün örneklerin üretim sonrası Ti-base abutment uyumları kontrol edildi. Ardından bütün örneklerle mekanik polisaj yapıldı. Çalışmada kullanılan polisaj fırçası ve polisaj patı Resim 5’de gösterilmiştir.



Resim 5. Çalışmada kullanılan polisaj fırçası ve patı

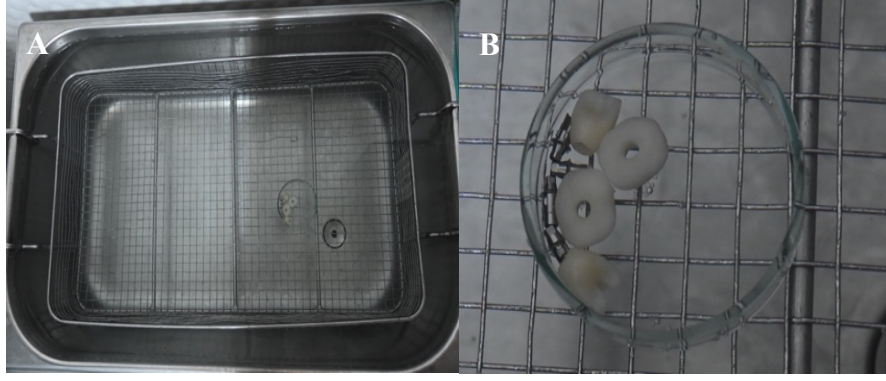
3.1.4. Ti-base abutmentların seçimi ve kronların simantasyonu

Kullanılan analoglara uygun düz ve açılı Ti-base ara parçalar (Bilim implant, Proimtech Sağlık Ürünleri A.Ş., Türkiye) diş eti seviyesi 1 mm ve baca yüksekliği posterior kronlar için 3,5 mm ve anterior kronlar için 5,5 mm olacak üretici firma kataloğundan seçildi (Resim 6).



Resim 6. Çalışmada kullanılan Ti-base abutmentlar

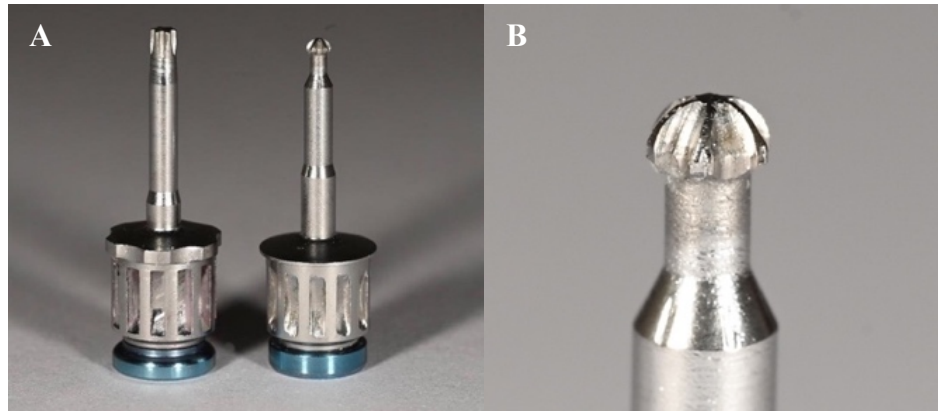
Simantasyon işleminden önce Ti-base ve zirkonya kronların iç yüzeyleri 50µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 2 bar basınç altında, 15 mm uzaklıktan, 20 saniye boyunca kumlama cihazı (Sefasan, Türkiye) kullanılarak kumlandı. Kumlama işleminden sonra Ti-base ve zirkonya kronlar ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda S.p.A, İtalya) %80 etil alkol içerisinde 10 dakika temizlendi (Resim 7).



Resim 7. Kronların ultrasonik temizliği

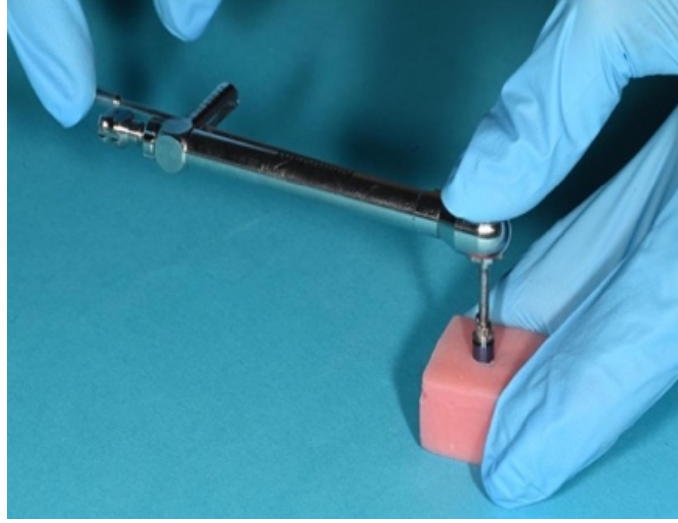
- A) Ultrasonik temizlik cihazı
- B) Ultrasonik temizlik yapılırken örneklerin görüntüsü

Ti-base ara parçalar analoglara vidalanması için, açılı Ti-base abutmentlarda bu sisteme özel üretilen omnigrip anahtar, düz Ti-base abutmentlarda ise standart anahtarlar kullanılarak firma talimatına göre 30 Ncm ile torklandı. Resim 8’de kullanılan tork anahtarları, Resim 9’da ise torklama işlemi görülmektedir.



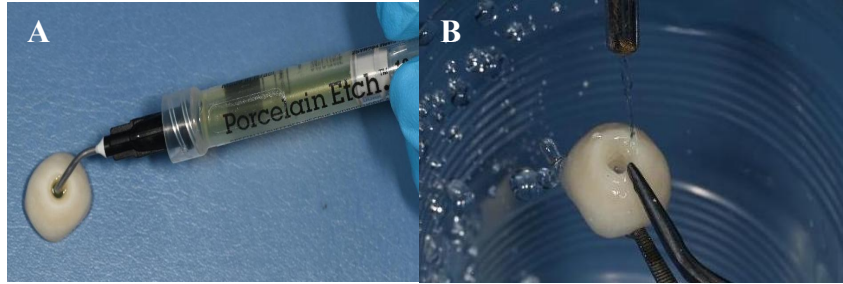
Resim 8. Çalışmada kullanılan tork anahtarları

- A) Standart tork anahtarı ve omnigrip anahtar
- B) Omnigrip anahtarın özel uç yapısı



Resim 9. Ti-base dayanakların analoglara torklanması

Kronların simantasyon aşamasında, lityum disilikat kronların iç yüzeyi 20 sn %9,5 hidroflorik asitle pürüzlendirildi (Resim 10A). Ardından hava su spreyi yardımıyla yıkandı (Resim 10B).

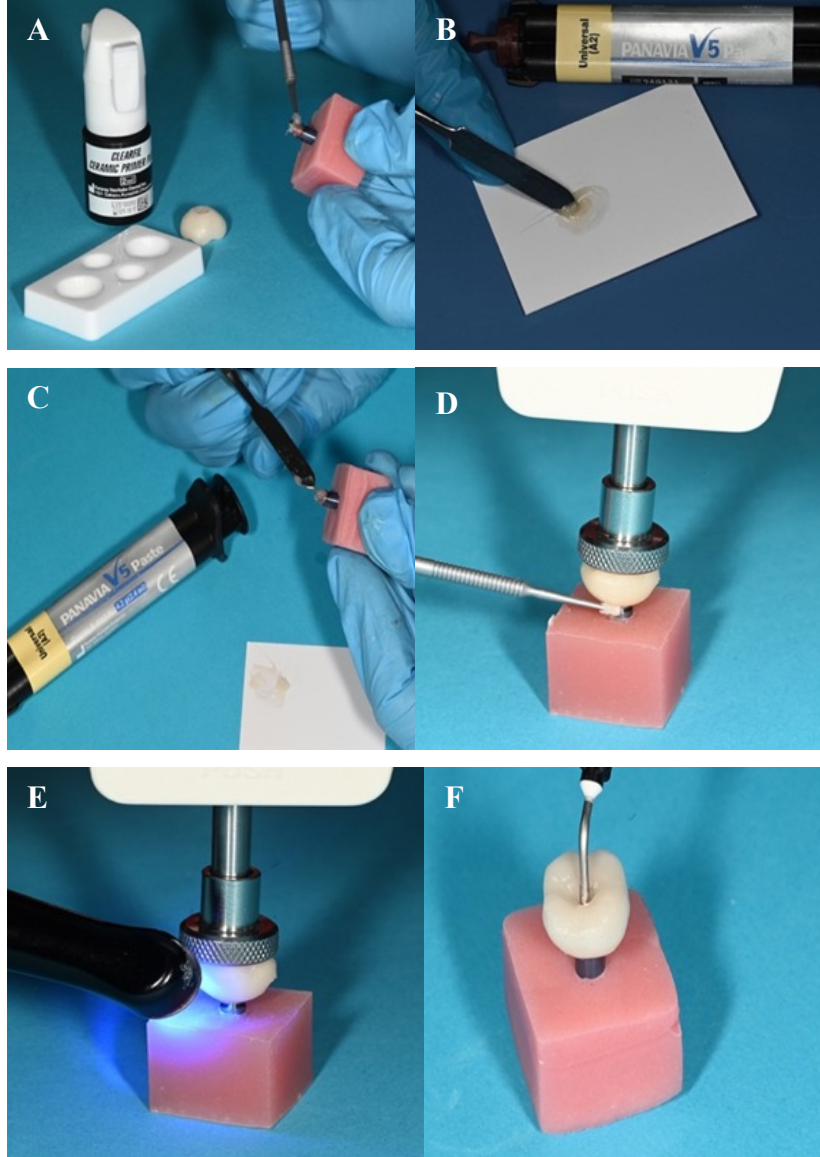


Resim 10. Lityum disilikat örneklerin yüzey hazırlığı

- A) Kron iç yüzeyine hidroflorik asit uygulanması
- B) Kronun yıkanması

Bütün kronların rezin siman (Panavia V5, Kuraray Co., Japonya) ile yapılacak simantasyon işlemi öncesi, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda kron iç yüzeylerine ve Ti-base dayanakların dış yüzeylerine, bağlayıcı ajan (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray Co., Japonya) uygulandı. Ti-base dayanak yüzeylerine rezin siman uygulandı ve kronlar Ti-base üzerine parmak basıncıyla yerleştirildikten sonra dinamometre (NK 50 Analog dinamometre, Loyka, Türkiye) yardımıyla sabit kuvvetle (50N) 5 dakika boyunca baskı uygulandı. Taşan siman bir bond fırçası yardımı ile temizlendi. Kronların marjiniinden 20 sn süreyle LED ışık cihazı (VALO Grand, Ultradent Products, ABD) kullanılarak rezin siman polimerize edildi. Ardından vida

delikleri akışkan kompozit (3M Filtek Supreme Flowable Restorative, 3M ESPE, ABD) kullanarak kapatıldı. Bütün örnekler distile su içerisinde, $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de etüvde (FN 120, Nüve Tic. A. Ş., Türkiye) 24 saat bekletildi. Simantasyon işlemine ait aşamalar Resim 11'de gösterilmiştir.



Resim 11. Örneklerin simantasyon aşamaları

- A) Kron içine ve Ti-base yüzüne primer uygulanması
- B) Rezin simanın karıştırılması
- C) Rezin simanın Ti-base yüzüne uygulanması
- D) Dinamometreyle uygulanan kontrollü basınç altında taşan simanın temizlenmesi
- E) Dinamometreyle uygulanan basınç altında polimerizasyon sağlanması
- F) Vida çıkış yerinin kompozitle kapatılması

3.2.Deney Örneklerinin Termal Yaşlandırılması

Her gruba ait deney örneklerine termal siklus işlemi uygulandı. Bu test, en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, soğuk ve sıcak su banyolarında 30' ar sn. olmak üzere 40000 devir olacak şekilde İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Termal Siklus Cihazı (Termal Siklus cihazı, Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti, Türkiye) (Resim 12) kullanılarak gerçekleştirildi.



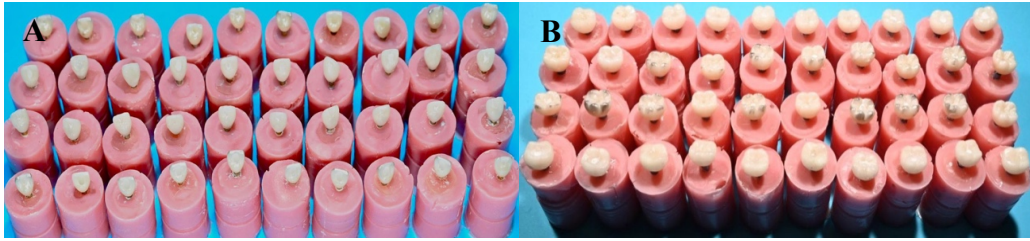
Resim 12. Termal siklus cihazı

3.3. Deney Örneklerine Kırılma Dayanımı Testi Uygulanması

Bu çalışmada, deney örneklerinin mekanik dayanımının tespit edilebilmesi için İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Kırma Test Cihazı (Model AGS-X 5kN, Shimadzu Corporation, Japonya) (Resim 13) kullanılarak örneklere kırılma dayanımı testi uygulandı. Kırma testi öncesi deney örnekleri kırma tablasına uygun olacak şekilde akrilik rezine tekrar gömüldü. Hazırlanan anterior örnekler Resim 14A'da, posterior örnekler Resim 14B'de gösterilmiştir.



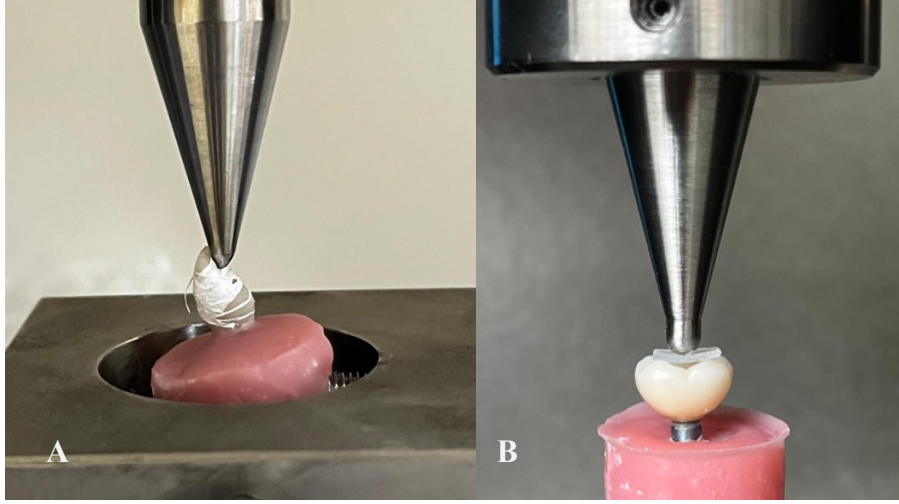
Resim 13. Çalışmada kullanılan universal kırma cihazı



Resim 14. Deney örneklerinin toplu resimleri

A) Anterior örnekler B) Posterior örnekler

Anterior tek kron örnekler ISO 14801 standartına uygun olarak 30 derece eğimli alt tablaya sabitlendi. 2,5 mm çapındaki kırma ucu anterior kronların insizal kenarından 2 mm uzakta olacak şekilde yerleştirildi (Resim 15A). Posterior tek kron örnekler, kırma cihazının alt parçasına sabitlenip 5 mm çapındaki kırma ucu tam santral fossaya denk gelecek şekilde yerleştirildi (Resim 15B).



Resim 15. Kırma testi uygulaması

- A) Anterior örneklere kırma testi uygulaması
- B) Posterior örneklere kırma testi uygulaması

Toplam 80 adet örneğe başlık hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde basma tipi kuvvet uygulanarak deney yapıldı. Ardından grafikte ani düşme gözlemlendiğinde deney sonlandırılarak elde edilen kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi.

3.4. Stereomikroskop ile Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi

Örneklerin kırılma dayanımı testi tamamlandıktan sonra restorasyon ve abutment yüzeyleri değerlendirildi ve kırık tipi analizi gerçekleştirildi. Her örnek detaylı bir kırık analizi için farklı büyütmelerde stereomikroskop (AxioCam ERc 5s, Zeiss, Almanya) (Resim 16) altında bukkal, lingual, distal, mesial ve oklüzal olmak üzere beş farklı yönden incelendi. Kırık yüzeylerinin değerlendirilmesi sonucunda Ti-base abutment yüzeyinin tamamen açığa çıktığı durumlar adeziv kırık olarak değerlendirildi. Buna karşın Ti-base yüzeyinin hiç görünmediği, yani kırığın tamamen üst yapı materyali içerisinde gerçekleştiği kırıklar koheziv kırık olarak değerlendirildi. Kırık yüzeyinde hem Ti-base yüzeyi hem de üst yapı materyaline ait alanların birlikte izlendiği durumlar miks kırık olarak değerlendirildi.



Resim 16. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı

3.5.İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel değerlendirmesi amacıyla elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 27 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında değerlendirilmiştir.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Verilerin analizinde üç yönlü varyans analizi (Three-Way ANOVA) yöntemi kullanılmıştır. Bu analiz 3 bağımsız değişkenin (anatomik bölge, materyal ve vida kanalı açısı) bağımlı değişken (kırılma dayanımı) üzerindeki etkilerini ve faktörler arasındaki etkileşim etkilerini incelemek amacıyla uygulanmıştır. Anlamlı etkileşim etkileri saptandığında, alt gruplar arası değerlendirme için Bonferroni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Etki büyüklüğünün değerlendirilmesinde (η^2) istatistiği kullanılmış etki düzeyleri Cohen (1988) kriterlerine göre yorumlanmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızın bulguları genel olarak değerlendirildiğinde, 40.000 termal döngü işleminden sonra örneklerde desimantasyon, üst yapıda ve implant ara parçalarında deformasyon ve implant analogu akrilik rezin ara yüzeyinde bağlantı kaybı gibi başarısızlıklar gözlenmemiş; tüm örneklerin %100 sağ kalım oranı gösterdiği tespit edilmiştir.

4.1.Kırılma Dayanımı Test Sonuçları

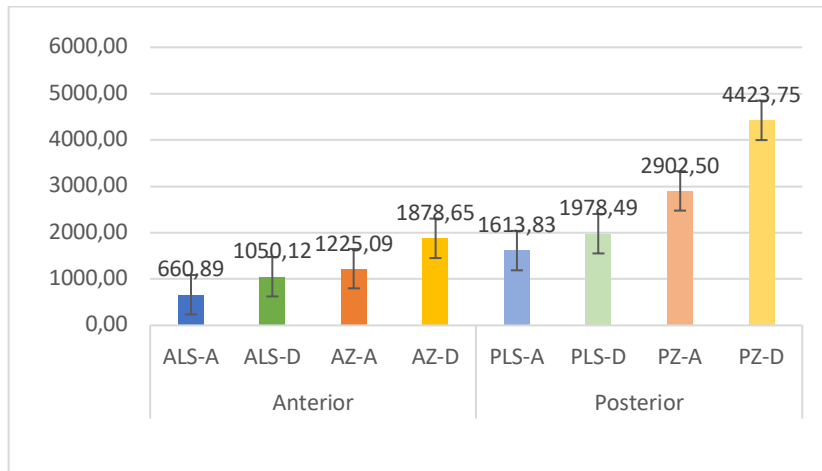
Anterior ve posterior örneklerin kırılma dayanımı bulgularına ait aritmetik ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4’de, anterior ve posterior örneklerin aritmetik ortalama grafiği Şekil 1’de görülmektedir.

Tablo 4. Anterior ve posterior örneklerin kırılma dayanımı bulgularına ait aritmetik ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri

Grup İsmi	n	Ort±SS	Min-Maks
ALS-A	10	660±128	490-902
ALS-D	10	1050±110	857-1168
AZ-A	10	1225±45	1150-1275
AZ-D	10	1878±183	1541-2200
PLS-A	10	1613±184	1362-1881
PLS-D	10	1978±158	1703-2200
PZ-A	10	2902±640	2009-3906
PZ-D	10	4423±574	3400-5200

n:örneklem boyutu, Ort: Aritmetik ortalama, Ss: Standart sapma

Şekil 1. Anterior ve posterior örneklerin aritmetik ortalaması



Hata çubuğu: Standart hatayı göstermektedir.

Bölge, vida kanalı tasarımı ve materyal faktörlerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan üç yönlü varyans analizi (Three-Way ANOVA) tablosu Tablo 5 'de gösterilmiştir.

Tablo 5. Bölge, vida kanalı tasarımı ve materyal faktörlerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan üç yönlü varyans analizi

	Tip III Kareler Toplamı	sd.	Kareler Ortalama sı	F	p	η^2
Ana Model	101404938,246 ^a	7	14486419	134	0,000	0,929
Kesme Noktası	309421422	1	30942142	2864	0,000	0,975
Anatomik bölge	46570910	1	46570910	431	0,000	0,857
Materyal	32853341	1	32853341	304	0,000	0,809
Vida kanalı	10721655	1	10721655	99	0,000	0,580
Anatomik bölge*Materyal	6851586	1	6851586	63	0,000	0,468
Anatomik bölge * Vida kanalı	888553	1	888553	8	0,005	0,103
Materyal*Vida kanalı	2523727	1	2523727	23	0,000	0,245
Anatomik bölge *Materyal * Vida kanalı	995162	1	995162	9	0,003	0,113
Hata	7777416	72	108019			
Toplam	418603777	80				
Düzeltilmiş Toplam	109182354	79				

F: varyans oranı, p: olasılık değeri, η^2 : etki büyüklüğü

Elde edilen sonuçlara göre mekanik dayanıma bölge, materyal ve vida kanalı tasarımının anlamlı biçimde etkileri bulunmuştur ($p < 0,001$). Etki büyüklüğü değerleri sırasıyla anatomik bölge, materyal ve vida kanalı için ($\eta^2 = 0,857$; $0,809$; $0,580$) olarak bulunmuş olup, bu üç değişkenin kırılma dayanımı üzerinde belirgin etkileri olduğunu göstermektedir.

Bölge-materyal etkileşimi ($F = 63,429$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,468$) farklı bölgelerde kullanılan materyallerin kırılma dayanımını değiştirdiğini göstermektedir.

Bölge-vida kanalı ($F = 8,226$; $p = 0,005$; $\eta^2 = 0,103$) ve materyal-vida kanalı ($F = 23,364$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,245$) etkileşimleri, vida kanalı açısının farklı bölgelerde ve farklı materyallerde kırılma dayanımını farklı düzeylerde etkilediğini gösterir.

Elde edilen bulgulara göre, bölge-materyal-vida kanalı arasındaki üçlü etkileşim de anlamlı bulunmuştur. ($F = 9,213$; $p = 0,003$; $\eta^2 = 0,113$) Bu durum kırılma dayanımının tek bir faktöre bağlı olmadığını, üç faktörün birlikte değerlendirilmesi gerektiğini açıklamaktadır.

4.1.1. Anterior grupların karşılaştırılması

Üç yönlü ANOVA analizi sonrası anterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları Tablo 6’da sunulmuştur.

Tablo 6. Üç yönlü anova analizi sonrası anterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları

Gruplar		Ortalama fark (N)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
ALS-A	ALS-D	-389,23600	146,98277	<0,001	-848,0881	-69,6161
ALS-A	AZ-A	-564,20100*	146,98277	<0,001	-1023,0531	-105,3489
ALS-A	AZ-D	-1217,76100*	146,98277	<0,001	-1676,6131	-758,9089
ALS-D	AZ-A	-174,96500	146,98277	0,932	-633,8171	283,8871
ALS-D	AZ-D	-828,52500*	146,98277	<0,001	-1287,3771	-369,6729
AZ-A	AZ-D	-653,56000	146,98277	<0,001	-1112,4121	194,7079

Anterior grupta LS materyalinden üretilen örneklerin ortalama kırılma dayanımı, ALS-A grubunda 660 ± 128 N, ALS-D grubunda ise 1050 ± 110 N olarak ölçülmüştür. Düz vida kanalı tasarımında gözlenen ortalama değer, açılı gruba göre yüksek olup, bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p < 0,001$)

Anterior zirkonya materyalinden üretilen örneklerde, AZ-A ortalama değer kırılma dayanımı 1225 ± 45 N, AZ-D ise 1878 ± 183 N olarak ölçülmüştür. Düz kanallı zirkonya örneklerde gözlenen değer açılı tasarıma göre belirgin yüksek olup bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p < 0,001$)

Materyaller arası karşılaştırmada AZ-D ve AZ-A örneklerin ALS-D ALS-A örneklere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci sergilediği gözlenmiştir. ($p < 0,001$)

Anterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma Tablo 7’de görülmektedir. Tablo incelendiğinde hem AZ hem de ALS gruplarında açılı vida kanalı tasarımına geçilmesiyle kırılma dayanımında belirgin bir azalma meydana geldiği görülmektedir.

Tablo 7. Anterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma

Bölge- Materyal grubu	Düz Ortalama(N)	Açılı Ortalama (N)	Fark(N)	%Azalma
AZ	1878	1225	653	%35
ALS	1050	660	389	%37

AZ-D grubunun ortalama kırılma dayanımı 1878 N iken açılı tasarıma geçildiğinde (AZ-A) bu değer 1225 N'a düşmüş, yaklaşık %35 oranında azalma gözlenmiştir. ALS-D grubunda ise 1050 N olan dayanım değeri açılı tasarıma geçişte (ALS-A) 660 N'ye düşmüş ve %37 oranında azalma meydana gelmiştir.

4.1.2. Posterior grupların karşılaştırılması

Üç yönlü ANOVA analizi sonrası posterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları Tablo 8'de sunulmuştur.

Tablo 8. Üç yönlü anova analizi sonrası posterior örneklerin alt gruplarına uygulanan Bonferroni çoklu karşılaştırma testinin sonuçları

Gruplar		Ortalama fark (N)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
PLS-A	PLS-D	-364,66300	146,98277	<0,001	-823,5151	-94,1891
PLS-A	PZ-A	-1288,67600*	146,98277	<0,001	-1747,5281	-829,8239
PLS-A	PZ-D	-2809,92400**	146,98277	<0,001	-3268,7761	-2351,0719
PLS-D	PZ-A	-924,01300*	146,98277	0,932	-1382,8651	-465,1609
PLS-D	PZ-D	-2445,26100*	146,98277	<0,001	-2904,1131	-1986,4089
PZ-A	PZ-D	-1521,24800*	146,98277	<0,001	-1980,1001	-1062,3959

Posterior grupta LS materyalinden üretilen örneklerin ortalama kırılma dayanımı, PLS-A grubunda 1613 ± 184 N, PLS-D grubunda ise 1978 ± 158 N olarak

ölçülmüştür. Düz vida kanalı tasarımında gözlenen ortalama değer, açılı gruba göre yüksek olup, bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p<0,001$)

Posterior zirkonya materyalinden üretilen örneklerde, PZ-A ortalama kırılma dayanım değeri 2902 ± 640 N, PZ-D 4423 ± 574 olarak ölçülmüştür. Düz kanallı zirkonya örneklerinde gözlenen değer açılı tasarıma göre belirgin yüksek olup bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p<0,001$)

Materyaller arası karşılaştırmada PZ-D ve PZ-A örnekler, PLS-D PLS-A örneklerle kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci sergiledi. ($p<0,001$)

Posterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma Tablo 9’da görülmektedir. Tablo incelendiğinde hem PZ hem de PLS gruplarında açılı vida kanalı tasarımına geçilmesiyle kırılma dayanımında belirgin bir azalma meydana geldiği görülmektedir.

Tablo 9. Posterior örneklerde düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçişte gözlenen yüzdesel azalma

	Düz Ortalama(N)	Açılı Ortalama (N)	Fark(N)	% Azalma
PZ	4423	2902	1521	%35
PLS	1978	1613	364	%19

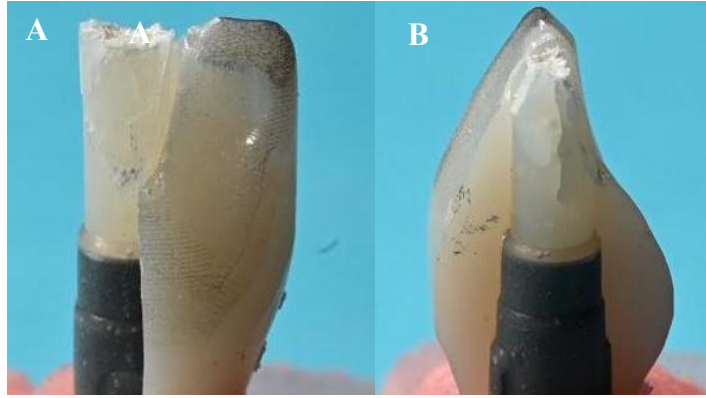
PZ-D grubunun ortalama kırılma dayanımı 4423 N iken açılı tasarıma geçildiğinde (PZ-A) bu değer 2902 N’a düşmüş, yaklaşık %35 oranında azalma gözlenmiştir.

PLS-D grubunda ise 1978 N olan kırılma dayanımı değeri açılı tasarıma geçişte (PLS-A) 1613 N’a düşmüş ve %19 oranında azalma meydana gelmiştir.

4.2.Kırılma Dayanımı Testi Sonrası Kırık Yüzeyleri ve Dayanakların Değerlendirilmesi

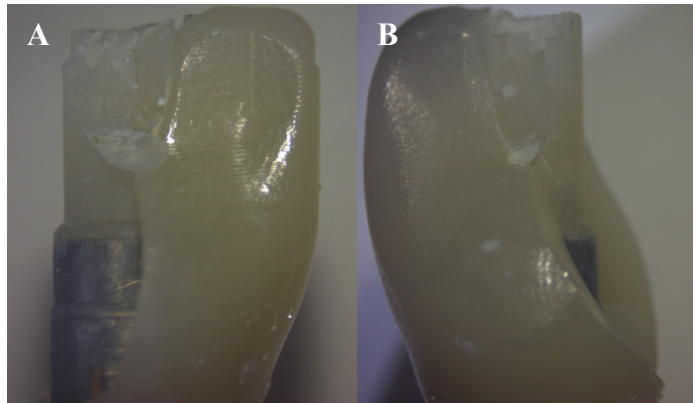
4.2.1. AZ-D örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik karakterde kaydedilmiştir. Kırık hattı 8 (%80) örnekte insizal kenardan başlayarak servikal bölgeye doğru vertikal doğrultuda vida kanal hattını izleyerek, 2 (%20) örnekte ise mesial veya distal bölgelere oblik seyirle izlemiştir. Kırık modu adeziv kırık olarak kaydedilmiştir. AZ-D örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 17’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 18’de görülmektedir.



Resim 17. AZ-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) AZ-D örnekte gözlenen vertikal kırık hattı
- B) AZ-D örnekte gözlenen vertikal kırık hattının aproksimalden görüntüsü

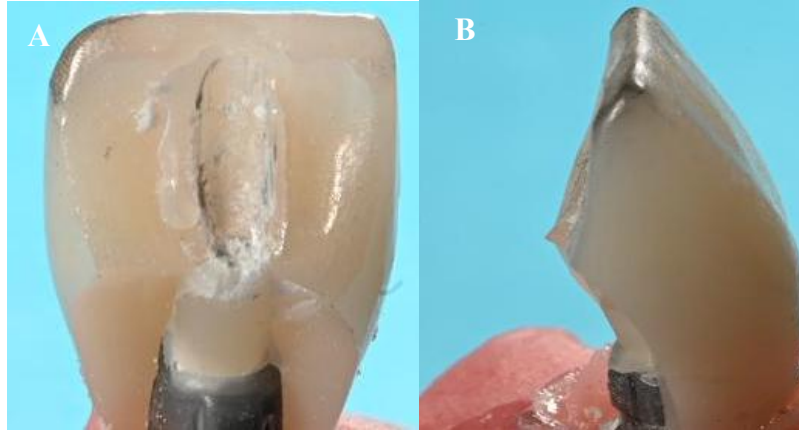


Resim 18. AZ-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) AZ-D örnekte gözlenen vertikal kırık hattı
- B) AZ-D örnekte gözlenen oblik kırık hattı

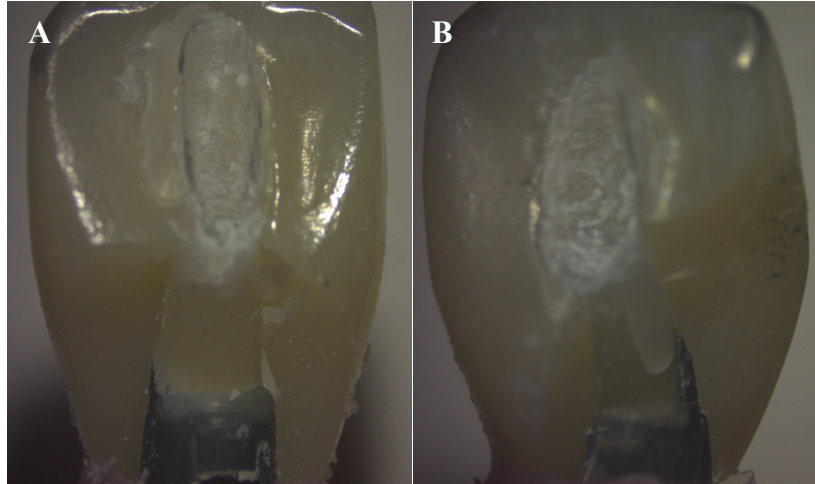
4.2.2. AZ-A örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik karakterde kaydedilmiştir. Kırık hattı 10 (%100) örnekte de palatinal yüzeyde singulum bölgesini kapsayacak şekilde gözlenirken, kırık modu ise adeziv kırık olarak kaydedilmiştir. AZ-A örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 19'da stereomikroskop ile çekilen görüntüleri Resim 20'de görülmektedir.



Resim 19. AZ-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) AZ-A örnekte gözlenen singulumu kapsayan kırık
- B) AZ-A örnekte gözlenen açılı kanal hattı boyunca gözlenen kırık

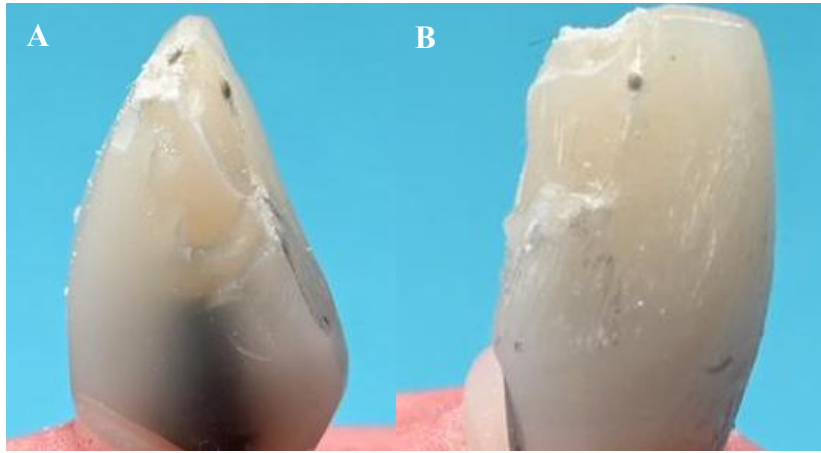


Resim 20. AZ-A örneklerinin ışık mikroskobu ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) AZ-A örnekte gözlenen singulumu kapsayan kırık
- B) AZ-A örnekte gözlenen adeziv kırık

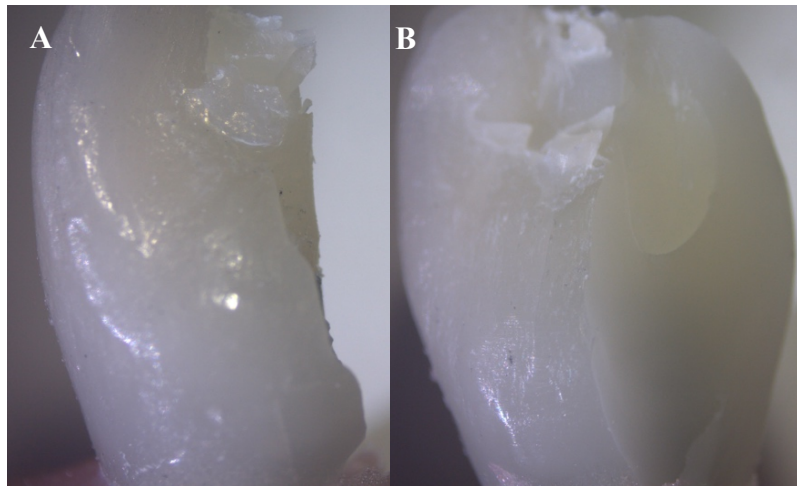
4.2.3. ALS-D örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik karakterde kaydedilmiştir. Kırık hattı 8 (%80) örnekte insizal kenardan başlayarak servikal bölgeye doğru vida kanal hattını izleyerek vertikal doğrultuda, 2 (%20) örnekte ise oblik yönde ilerleyerek gözlenmiştir. Kırık modu ise sıklıkla koheziv kırık olarak gözlenmiştir. ALS-D örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 21’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 22’de görülmektedir.



Resim 21. ALS-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) ALS-D örnekte gözlenen koheziv kırık
- B) ALS-D örnekte gözlenen vertikal kırık

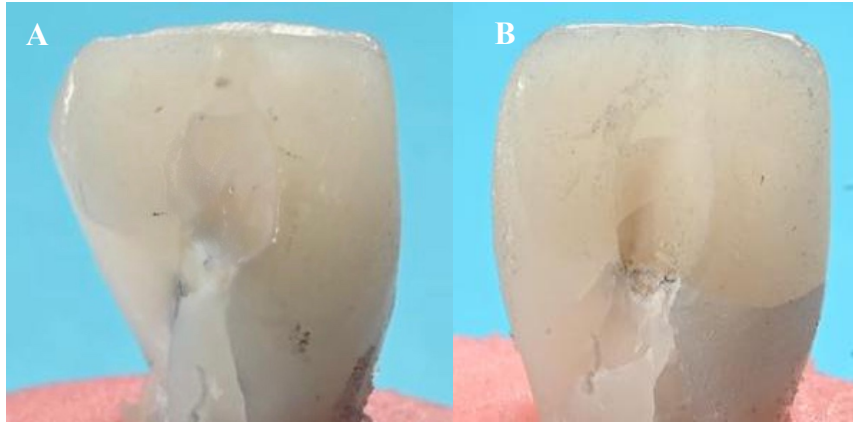


Resim 22. ALS-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) ALS-D örnekte gözlenen oblik kırık hattı
- B) ALS-D örnekte gözlenen koheziv kırık

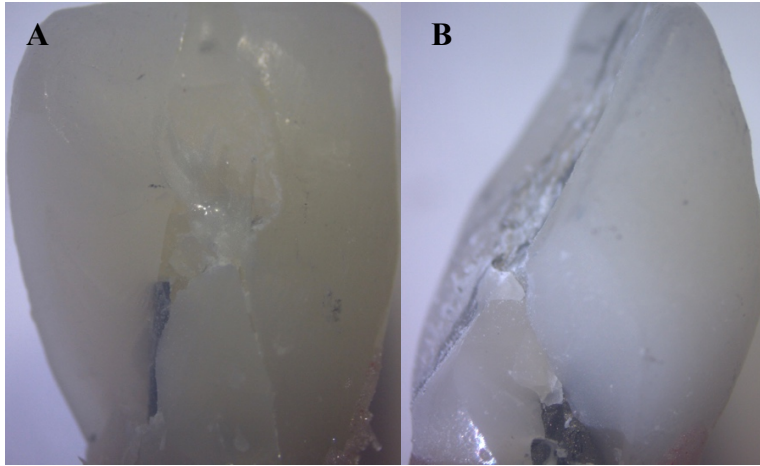
4.2.4. ALS-A örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik karakterde kaydedilmiştir. Kırık hattı 10 (%100) örnekte palatinal yüzeyde singulum bölgesinde gözlenirken, kırık modu ise genellikle koheziv kırık olarak kaydedilmiştir. AZ-A örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 23’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 24’de görülmektedir.



Resim 23. ALS-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) ALS-A örneklerde gözlenen kırık hattı
B) ALS-A örneklerde gözlenen koheziv kırık



Resim 24. ALS-A örneklerin kırık paternlerinin stereomikroskop ile incelenmesi

- A) ALS-A örnekte gözlenen miks kırık
B) ALS-A örnekte gözlenen miks kırığın aproksimal görüntüsü

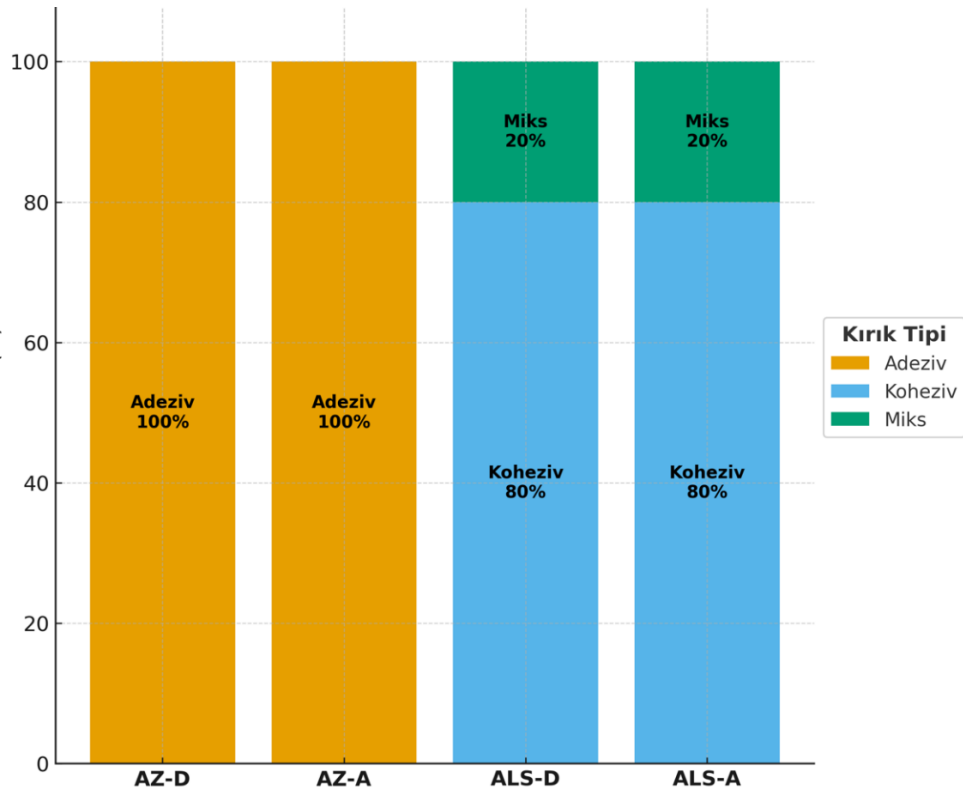
Anterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri Tablo 10'da kırık modlarının yüzdeleri Tablo 11'de, kırık modlarının yüzdesel dağılım grafiği Şekil 2'de görülmektedir.

Tablo 10. Anterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri

Grup	n	Katastrofik	Başlangıç	İlerleyiş Yönü:Vertikal	İlerleyiş Yönü:Oblik
AZ-D	10	10 (%100)	İnsizal	8 (%80)	2 (%20)
AZ-A	10	10 (%100)	Palatinal	0 (%0)	10(%100)
ALS-D	10	10 (%100)	İnsizal	8 (%80)	2 (%20)
ALS-A	10	10 (%100)	Palatinal	0 (%0)	10(%100)

Tablo 11. Anterior örneklerde gözlenen kırık modlarının yüzdeleri

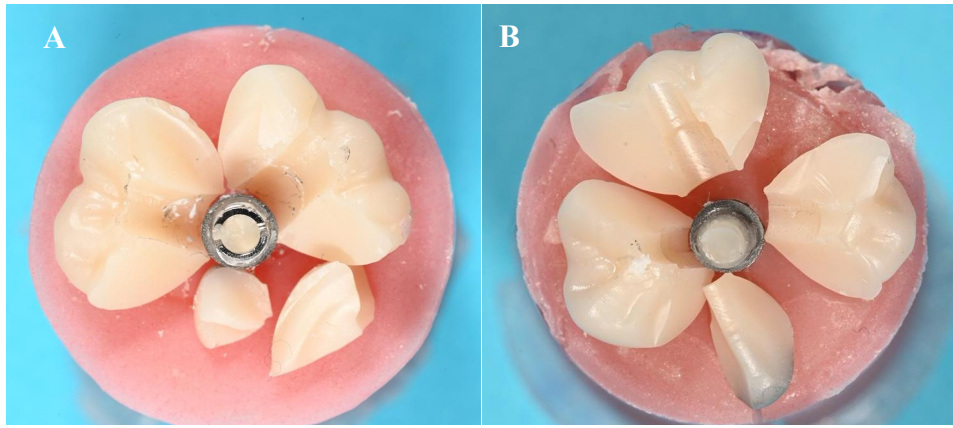
Grup	n	Adeziv	Koheziv	Miks
AZ-D	10	10 (%100)	0 (%0)	0 (%100)
AZ-A	10	10 (%100)	0 (%0)	0 (%100)
ALS-D	10	0 (%0)	8 (%80)	2 (%20)
ALS-A	10	0 (%0)	8 (%80)	2 (%20)



Şekil 2. Anterior örneklerin kırık modlarının yüzdesel dağılımı

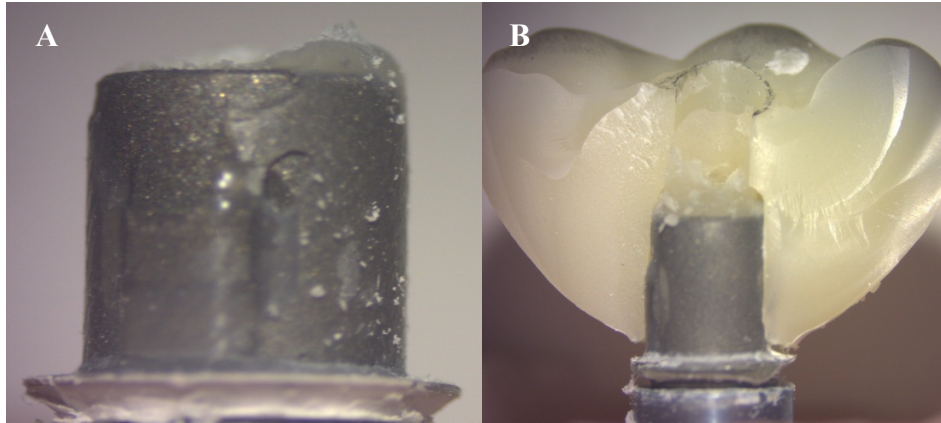
4.2.5. PZ-D örneklerin kırılma paternler

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik olarak kaydedilmiştir. Kırıklar bulk tipi karakter göstermiş ve çok parçalı fragmentasyonla seyretmiştir. Kırık modu ise adeziv tipte gerçekleşmiştir. PZ-D örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 25’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 26’da görülmektedir.



Resim 25. PZ-D örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PZ-D örnekte gözlenen çok parçalı kırık
- B) PZ-D örnekte gözlenen çok parçalı kırık

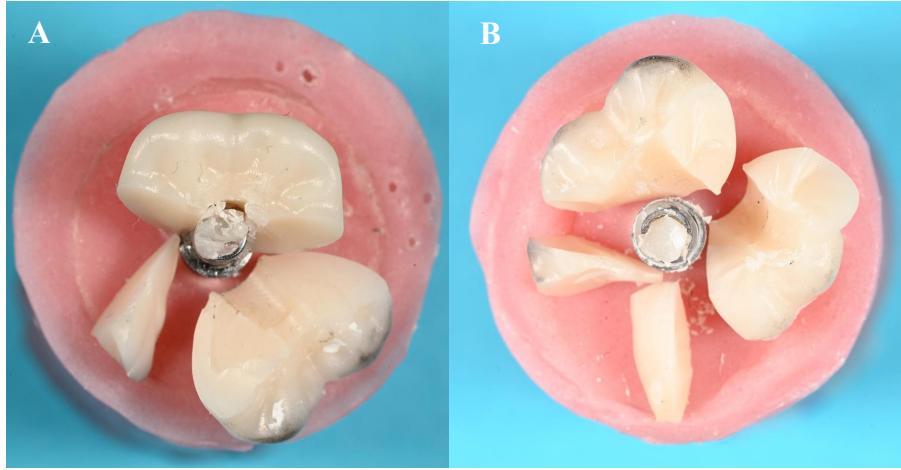


Resim 26. PZ-D örneklerin stereomikroskop ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PZ-D örnekte gözlenen kırılma sonrası Ti-base görüntüsü
- B) PZ-D örnekte gözlenen radyal çatlak hatları

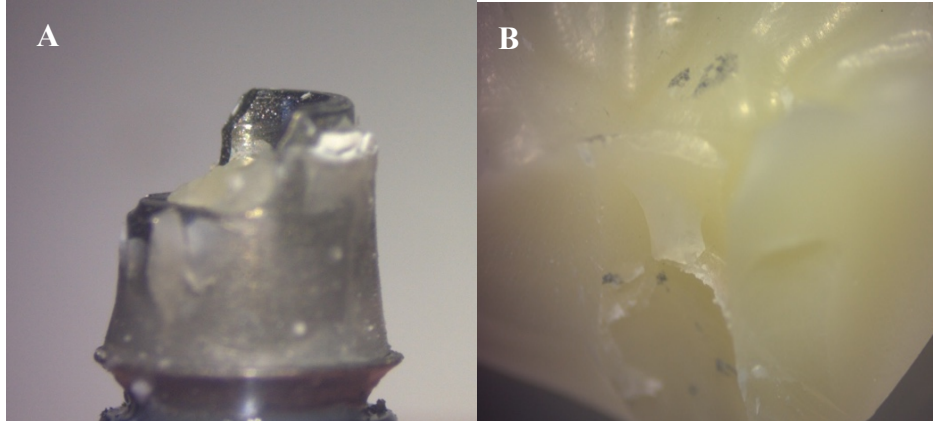
4.2.6. PZ-A örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik olarak kaydedilmiştir. Kırıklar bulk tipi karakter göstermiş ve çok parçalı fragmentasyonla seyretmiştir. Kırık modu ise adeziv tipte gerçekleşmiştir. PZ-A örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 27’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 28’de görülmektedir.



Resim 27. PZ-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin izlenmesi

- A) PZ-A örneklerde gözlenen 3 parçalı kırık
B) PZ-A örneklerde gözlenen çok parçalı kırık

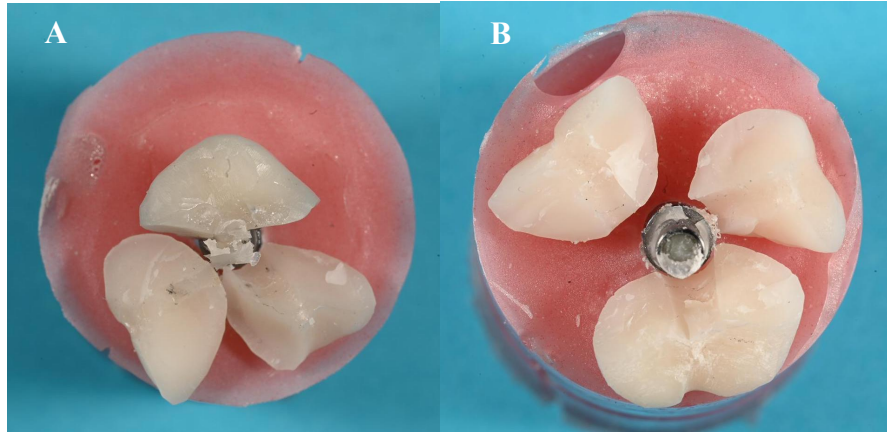


Resim 28. PZ-A örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PZ-A örnekte gözlenen tam ayrılma sonrası Ti-base görüntüsü
B) PZ-A örnekte gözlenen kırığın yakından görüntüsü

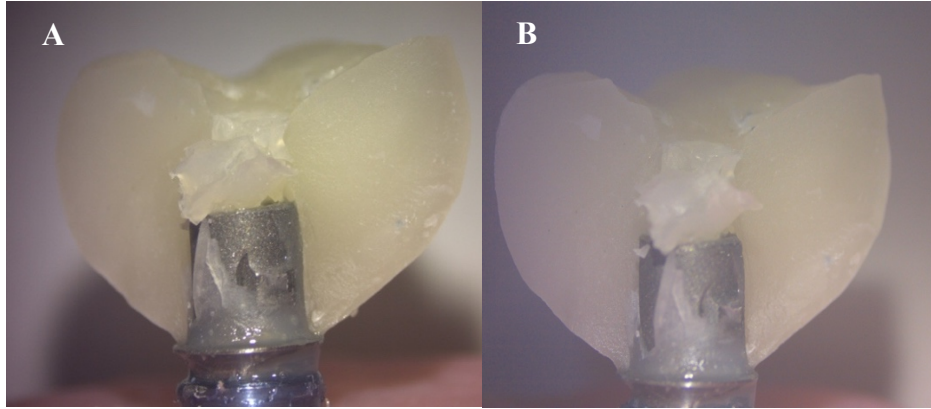
4.2.7. PLS-D örneklerin kırılma paternleri

Gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik olarak kaydedilmiştir. Kırık hatları oblik yönde gözlemlenmiş, bulk tipi karakter göstermiş ve 3 parçalı fragmentasyonla seyretmiştir. Kırık modu ise adeziv tipte gerçekleşmiştir. PLS-D örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 29'da stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 30'da görülmektedir.



Resim 29. PLS-D Örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PLS-D örnekte gözlenen oblik kırık hattı
B) PLS-D örnekte gözlenen 3 parçalı kırık

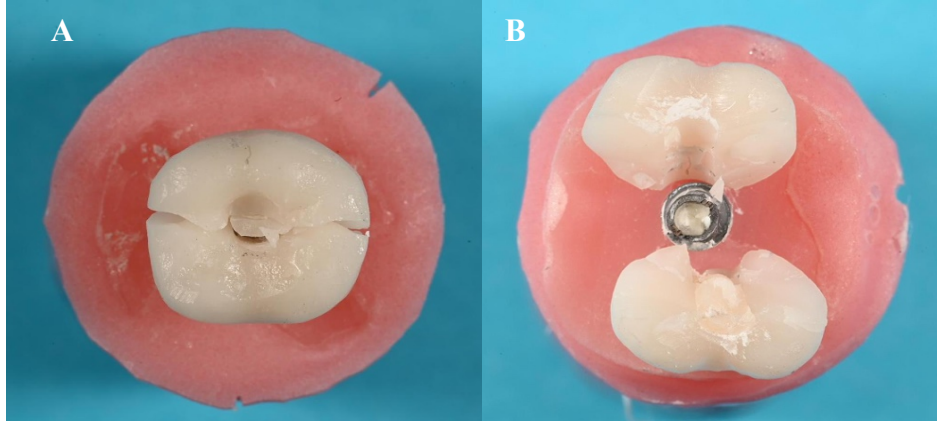


Resim 30. PLS-D örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PLS-D örnekte gözlenen oblik kırık hattı
B) PLS-D örnekte gözlenen kırık hattı

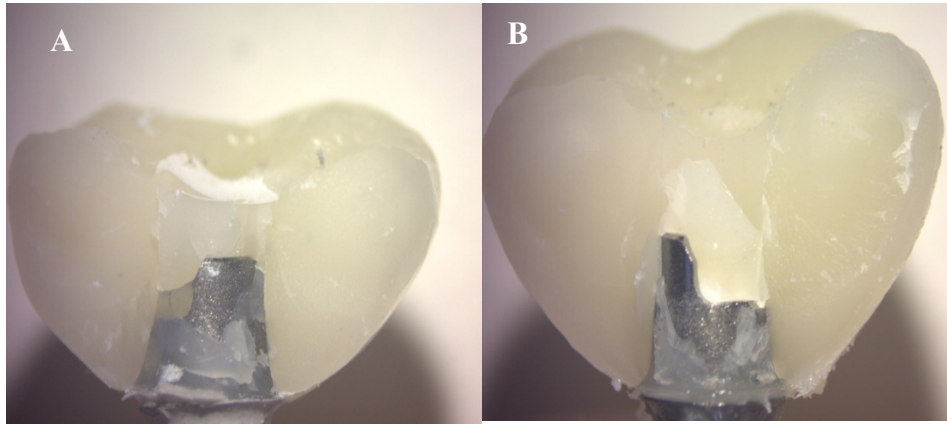
4.2.8. PLS-A örneklerin kırılma paternleri

Bu grupta gözlenen tüm kırıklar kron düzeyinde gerçekleşmiş olup tamamı katastrofik olarak kaydedilmiştir. Kırık hattı mesiodistal yönde ilerlemiş, bulk tipi kırık paterni gözlenmiştir. Kronlar genellikle 2 parça halinde fragmentasyona uğramıştır. Kırık modu ise adeziv tipte gerçekleşmiştir. PLS-A örneklerde gözlenen kırık paternlerinin macro kamera ile görüntüleri Resim 31’de, stereomikroskopla ile çekilen görüntüleri Resim 32’de görülmektedir.



Resim 31. PLS-A örneklerin macro kamera ile kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PLS-A örnekte gözlenen mesiodistal çatlak hattı
- B) PLS-A örnekte gözlenen 2 parçalı kırık



Resim 32. PLS-A örneklerin stereomikroskopla kırık paternlerinin incelenmesi

- A) PLS-A örnekte gözlenen adeziv kırık
- B) PLS-A örnekte gözlenen kırık ve Ti-base yüzeyi

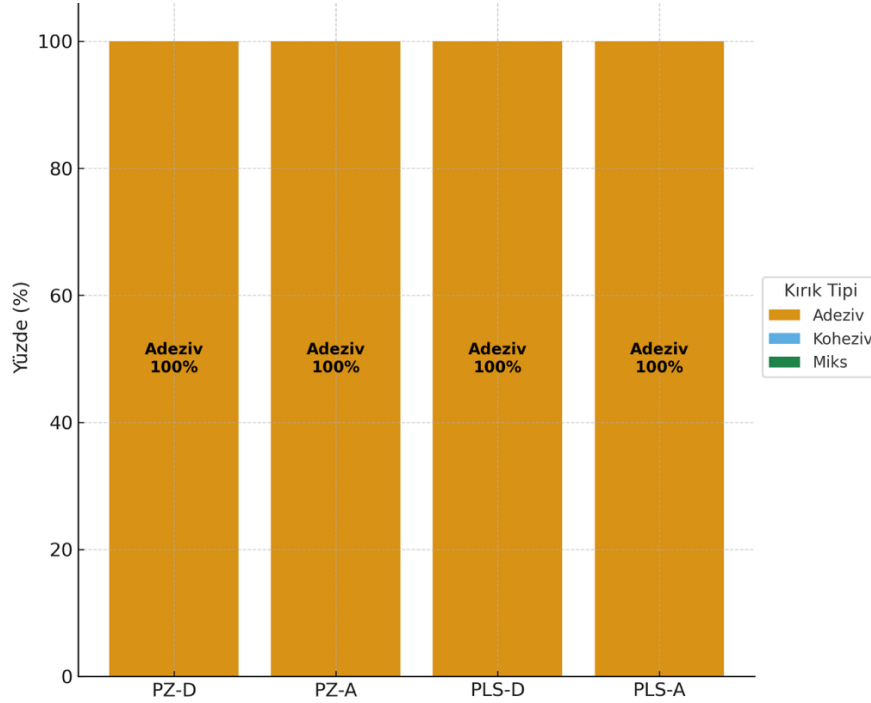
Posterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri Tablo 12’de, kırık modlarının yüzdeleri Tablo 13’de, kırık modları grafiği ise Şekil 3’te görülmektedir

Tablo 12. Posterior örneklerin kırma testi sonrası kırılma paternlerinin yüzdeleri

Grup	n	Katastrofik Fraktür	2 parçalı (mesiodistal)	3 parçalı (oblik)	4 parçalı
PZ-D	10	10 (%100)	0 (%0)	6 (%60)	4 (%40)
PZ-A	10	10 (%100)	0 (%0)	6 (%60)	4 (%40)
PLS-D	10	10 (%100)	1 (%10)	9 (%90)	0 (%0)
PLS-A	10	10 (%100)	9 (%90)	1 (%10)	0 (%0)

Tablo 13. Posterior örneklerin kırık modlarının yüzdeleri

Grup	n	Adeziv	Koheziv	Miks
PZ-D	10 (%100)	10 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
PZ-A	10 (%100)	10 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
PLS-D	10 (%100)	10 (%100)	0 (%0)	0 (%0)
PLS-A	10 (%100)	10 (%100)	0 (%0)	0 (%0)



Şekil 3. Posterior örneklerin kırık modlarının yüzdesel dağılımı

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında; implant üstü restorasyonlarda açılandırılmış ve düz vida kanalına sahip Ti-base abutmentlar kullanıldığında monolitik yapıda üretilen anterior ve posterior tek kronların termal yaşlandırma sonrası mekanik dayanımının nasıl etkilendiğine bakılmıştır.

Tek diş kayıplarının protetik rehabilitasyonunda farklı birçok tedavi seçeneği bulunmakla birlikte, günümüzde implant üstü tek kron restorasyonlar estetik, fonksiyon ve biyomekanik açıdan öngörülebilir sonuçlar sağlamaktadır.¹⁸⁰ İmplant üstü tek kron restorasyonlarda sabit köprü restorasyonlarına kıyasla komşu dişlerde preparasyon yapılmaması sebebiyle destek dişlerin yapısal bütünlüğünün korunmasının yanı sıra aynı zamanda dişsiz bölgede yumuşak ve sert doku bütünlüğünün korunması hastaların tedaviye karşı psikolojik olarak adapte olmasını kolaylaştırır.¹⁸² Bu nedenler doğrultusunda implant üstü tek diş restorasyonların özellikle son yıllarda kullanım oranları artmış ve standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmişlerdir.¹⁸³⁻¹⁸⁵ Tek diş kayıplarının tedavisinde dental implantların uygulanmasına karar verildikten sonra kullanılacak restoratif materyal ve abutment tipi belirlenmelidir. Farklı abutment tiplerinin ve üst yapı materyallerinin avantaj ve dezavantajları bulunur.

Siman tutuculu restorasyonlar kullanıldığında görülen en büyük dezavantaj artık simanın peri implant dokularda birikerek biyolojik komplikasyonlara yol açmasıdır.¹⁸⁶ Literatüre bakıldığında, özellikle derin subgingival marjinlerde simanın tamamen yok edilmesi güç olduğu ve bu durumun ileri ki dönemlerde plak tutulumuna ve kemik kaybına yol açabileceği belirtilmiştir.^{187,188} Vida tutuculu restorasyonlar ise artık simana bağlı gözlenen biyolojik komplikasyonları ortadan kaldırdığı gibi gerekli durumlarda üst yapıya zarar vermeden sökülüp geri yerleştirilmesine olanak tanır.¹⁸⁹ Vida tutuculu sistemler arasında multi ünit abutment sistemleri esas olarak implant açılarını ve yükseklik farklarını tolere etmek amacıyla kullanılıp köprü veya tam ark restorasyonlarda avantaj sağlamaktadır. Tek kronda ise multiunit sistemine ait vida kırığı gibi problemler nedeniyle kullanımı sakıncalı olabilmektedir.⁶ Vida tutuculu sistemlerden Ti-base abutmentlar ise implant üstü tek kron restorasyonlarda kullanımı tercih edilen abutment sistemleridir. Bu doğrultuda çalışmamızda vida tutuculu sistemlerden Ti-base abutmentlar kullanılmıştır. Bu abutmentlar CAD/CAM ile

uyumlu seramik yapıların yüksek doğruluk payıyla üretilmesine olanak tanır.¹⁸⁹ Ti-base abutmentin sağladığı yüksek kırılma direnci ve seramik üst yapı ile oluşturulan estetik kron kombinasyonu, bu sistemlerin özellikle tek kron restorasyonlarda güvenli bir şekilde kullanılmasını sağlamaktadır. Bu sistemlerle üretilebilecek üst yapılar genel olarak iki farklı tasarım şeklinde olur. Bunlar, hibrit abutment restorasyonlar ve monolitik kron tasarımlarıdır.^{190,191} Hibrit abutment restorasyonlar, estetiğin önemsendiği durumlarda özellikle anterior bölgede tercih edilir. Bu tasarımda zirkonya veya lityum disilikattan üretilen dayanak Ti-base ara parçaya ağız dışında simante edildikten sonra ağız içinde vidalanır. Ardından seramik materyalinden üretilen üst yapı ağız içinde bu hibrit abutment yapısına simante edilir. Bu durum da gözlenen iki ayrı bileşen arasındaki siman ara yüzeyinin olası stres birikim noktası olması adeziv başarısızlıkların gözlenmesine sebep olur. Aynı zamanda simantasyon ağız içinde gerçekleştirildiği için artık simana bağlı gözlenebilecek biyolojik komplikasyon riski artmaktadır.¹⁹¹ Buna karşın monolitik kron tasarımları ise Ti-base dayanak üzerine tek parça blok halinde üretilip doğrudan rezin esaslı adeziv simanlarla bağlanan restorasyonlardır.¹⁹¹ Bu durum daha öngörülebilir bir üretim sürecini sağladığı gibi bu tasarımlarda, veneer porselen tabakası olmadığı için üst yapıda bağlantı yüzeyi bulunmaz. Bu da chipping riskini ortadan kaldırdığı gibi kuvvet dağılımının daha homojen olmasına ve stres birikiminin daha düşük olmasına sebep olur.¹⁹² Bu durum özellikle oklüzal kuvvetlerin baskın olduğu posterior bölgede avantaj sağlar.^{193,194} Bu tür restorasyonlarda simantasyon işleminin ağız dışında gerçekleştirilip, restorasyonun ağız içerisinde doğrudan vidalanması sayesinde, siman artığına bağlı olarak gelişebilecek peri-implant yumuşak doku enfeksiyonlarının görülme olasılığı ortadan kaldırılmıştır.⁶⁷ Bu nedenle çalışmamızda Ti-base abutment üzerine monolitik yapıda implant üstü kronların üretimi tasarlanmıştır.

Ti-base abutment üzerine uygulanacak monolitik restorasyonlar birçok farklı seramik materyalinden üretilbildiği gibi zirkonya ve lityum disilikat en çok tercih edilen iki seramik türüdür. Monolitik zirkonya restorasyonlar, üstün mekanik dayanım özellikleri sayesinde özellikle posterior bölgedeki yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlidir. Bu materyalde gözlenen transformasyon toklaşma mekanizması çatlak ilerlemesini durdurarak materyalin mekanik dayanımını artırır.¹⁹⁵ Literatürde yapılan çalışmalar monolitik zirkonya tek kron implant üstü restorasyonların 5 yıllık sağ kalım

oranlarını %100 olarak bildirmektedir.¹⁹⁶ Lityum disilikat ise yaklaşık 360-450 MPa bükülme dayanımı ve doğal dişe yakın ışık geçirgenliği özellikleri sayesinde estetik parametrelerin daha önemli olduğu anterior bölgelerde tercih edilir.^{195,197} Buna karşın güncel literatür bilgileri, günümüzde estetik bölge kavramının genişleyerek sadece anterior bölge değil posterior bölgede de estetik beklentinin arttığını ve bu durumun bu materyalin gelişimini desteklediğini bildirmiştir. Aynı zamanda yapılan çalışmalar lityum disilikat kronların posterior bölgede de yeterli mekanik dayanımı sergileyebildiğini göstermiştir.¹⁹⁸ Bu bilgiler ışığında çalışmamızda bu iki üst yapı materyali seçilerek monolitik restorasyonların üretimine karar verilmiştir.

Lityum disilikat esaslı seramiklerin farklı üretim metodlarına sahip olması klinik uygulamalarda esneklik sağlar.¹⁹⁹ Tek üye implant üstü tedavilerde monolitik restorasyonlar, hasta ihtiyaçları, estetik beklentiler ve klinik durumlar dikkate alınarak CAD/CAM frezeleme veya press yöntemleri ile üretilebilir. Her iki yöntemin de kendine özgü avantajları ve dezavantajları bulunmakla beraber, doğru materyal ve teknik seçimi ile klinik başarı en üst düzeye çıkarılabilir. Gierthmuehlen ve arkadaşlarının²⁰⁰ yaptığı prospektif kohort bir çalışmada, 28 hastaya IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) ingotlardan posterior bölgede Ti-base üzeri monolitik lityum disilikat kronlar üretmişlerdir. 1 yıllık takipte sağkalım ve başarı oranı %100 olarak bildirilmiştir. Spitznagel ve arkadaşlarının²⁰¹ 60 adet mandibular 1. molar diş restore edilerek yaptığı bir in vitro çalışmada, monolitik lityum disilikat implant üstü tek kronların yapay yaşlandırma sonrası kırılma dayanımları değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre hem frezeleme hem press yöntemiyle üretilen monolitik kronlar yaşlandırma sonrası benzer kırılma dayanımını göstermiştir ve bu değerler çiğneme kuvvetlerinin üstünde bulunmuştur. Bu sonuçlara dayanarak bizim çalışmamızda press yöntemi tercih edilmiştir.

Anterior bölgede implantın kemik kalitesi, morfolojisi ve anatomik faktörler sebebiyle ideal konumda yerleştirilememesi monolitik restorasyonlarda vida çıkış yerinin vestibül bölgede kalmasına ve estetik açıdan ciddi problemler yaratmasına sebep olur.²⁰² Posterior bölgede ise, bazı sistemik hastalıklar, TME hastalıkları gibi durumlarda gözlenen ağız açıklığının kısıtlı olduğu durumlarda,^{21,22} vida kanalı ile tork anahtarının doğru konumlandırılması sınırlandırılabilir ve klinik uygulama sırasında erişim problemi yaşanabilir. Bu durumlarda konvansiyonel düz Ti-base kullanılarak

üretileen düz vida kanallı kronlar hem estetik hem de erişim kısıtlılığı sebebiyle klinik zorluklar yaşanmasına sebep olabilir. Söz konusu problemlere çözüm sunmak amacıyla geliştirilen açılantırılmış vida kanalı sistemi özellikle anterior bölgede vestibülde gözlenen vida çıkış yerini, vida kanalına açt vererek insizal ya da palatinal bölgeye alıp estetik sorunları çözmeye imkân tanır.¹⁹³ Aynı zamanda posterior bölgede vida bağlantısına erişim kolaylığı sağlayarak klinisyene uygulama kolaylığı sağlayacağı üretici firma tarafından bildirilmiştir. Ancak yapılan kısıtlı çalışmalar, bu sistemlerde vida kanal açısı değıştiğinde kuvvet dağılımının değışmekte olup bu durumun üst yapının mekanik davranışını riskli olarak değerdendirmektedir. Aynı zamanda yapılan çalışmaların anterior bölge ve monolitik zirkonya ile kısıtlı olduğı görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda farklı vida kanalı tasarımlarının anterior ve posterior bölgedeki farklı monolitik seramik materyallerindeki mekanik dayanımına etkisi incelenmiştir.

Açılı vida kanalı sistemleri estetik ve klinik uygulanabilirliği kolaylaştırmayı amaçladığı gibi aynı zamanda vida tutuculu sistemlerin biyomekanik anlamda stabilitesini korumayı da amaçlamıştır.²⁰³ Chen ve arkadaşlarının⁷⁸ ASC dayanaklarda yaptığı bir çalışmada dijital mikroskop altında 25 derece açt verilen restorasyonlarda vida ve duvar arasında en ciddi aşınmayı gözlemlemiştir. Aynı zamanda vida kanal açısının ön yüke etki ettiğini ve açt arttıkça ön yükte azalma meydana gelebileceğı bildirilmiştir. Opler ve arkadaşlarının²⁰⁴ açılı vida kanallarında ters tork değerdlerini ölçtüğü çalışmada 25° ve 28° gruplarında ters tork değerdlerinin anlamlı olarak düştüğünü bildirirken 0° ile 15° grupları arasında anlamlı bir fark bildirmemişlerdir. Swamidass ve arkadaşlarının²⁰⁵ açılı vida kanalında ters tork baktıkları çalışmada ise 0° ve 20° grupları arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. Bu bulgular doğrultusunda çalışmamızda kullanılan 20 derecelik açt güvenli sınırlar içerisinde yer alarak hem vida bağlantısının stabilitesini koruyup hem estetik ve fonksiyonel uyumu sağlamayı amaçlamaktadır.

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan tam seramik sistemlerinin kırılma dirençleri üzerine yapılan araştırmalarda bar, çubuk ve disk gibi standart şekillerdeki numuneler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kronların morfolojisine benzer yapıda hazırlanan örnekler kullanılması gerektiğı bildirilmiştir.²⁰⁶ Laboratuvarıda test edilen, anatomik olmayan ancak standardize

edilmiş örnekler; mekanik özelliklerin incelenmesinde kontrollü koşullar sağlasa da, karmaşık geometriye sahip dental restorasyonların klinik davranışını tam olarak yansıtamaz.²⁰⁷ Bu doğrultuda, çalışmamızda diş morfolojisine uygun standart numuneler hazırlanmış ve böylece klinik gerçekliği en iyi biçimde simüle eden, aynı zamanda ileride yapılacak araştırmalara öncülük edebilecek özgün bir model elde edilmiştir.

Çalışmamızda örneklerin hazırlanmasında, klinik anlamda fonksiyonel kuvvetlerin özellikleri ve estetik gereksinimler dikkate alınarak diş morfolojileri seçilmiştir. Posterior bölgeyi temsilen hazırlanan örneklerde, çiğneme kuvvetlerine en çok maruz kalıp zaman içerisinde en sık madde kaybına uğrayarak restoratif tedaviye ihtiyaç duyan diş olması nedeniyle, Heintze ve arkadaşlarının CAD/CAM teknolojisiyle gerçekleştirdikleri çalışmada da olduğu gibi mandibular birinci molar diş tercih edilmiştir.¹⁴⁹ Anterior bölge de ise seçimde hem estetik hem de fonksiyon göz önünde bulundurulmuştur. Bu bölgede gözlenen diş eksiklikleri ya da yapısal anomalilere bağlı gözlenen estetik sorunlar, kişi üzerinde olumsuz psikososyal etkiler oluşturur.^{208,209} Ayrıca literatürde pek çok çalışma, travmaya bağlı dental yaralanma sonrası diş kayıplarının en çok görüldüğü dişlerin santral kesiciler olduğunu bildirir.^{210,211} Maksiller kanin diş daha güçlü kök yapısı ve alveol kemik desteği sayesinde travmalara dirençli olduğu gibi estetik açıdan da santral kesici dişlere kıyasla daha az belirleyicidir.²¹² Bu bulgular doğrultusunda çalışmamızda, Strub ve arkadaşlarının²¹³ farklı abutment materyallerinin üzerine üretilen procera zirkonya kronların mekanik dayanımı ölçmek için yaptıkları çalışmada olduğu gibi estetik ve fonksiyonel parametreler açısından en kritik diş olan maksiller santral kesici diş tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda santral kesici dişlerin ortalama kron boyu 10-11 mm, mesiodistal genişliği ise 8-9 mm olarak bildirilmiştir.²¹⁴ Buna karşın posterior bölgede molar dişin kron boyu daha kısadır. Bu morfolojik farklılık yapılan protetik üst yapıda ve implant parçalarında farklı biyomekanik parametrelerin değerlendirilmesine yol açar.^{203,215} Literatürde kron boyu arttıkça bükülme momenti artmakta ve bu durumun mekanik direnci olumsuz etkilediğini gösteren çalışmalar vardır.²¹⁶ Anterior bölgede gözlenen daha uzun kron boyu implant abutment bölgesinde gözlenen bükülme momentlerinin artmasına sebep olur.²⁰⁴ Bunlara paralel olarak anterior bölgede baca

yüksekliği daha uzun olan Ti-base seçilmesi, stabiliteyi arttırdığı gibi aynı zamanda bağlantı yüzeyini artırır.²¹⁷ Çalışmamızda Khaledi ve arkadaşlarının²¹⁸ farklı vida kanalı açılarına sahip implantüstü kronlarda tork kaybı ve mekanik dayanım baktıkları çalışmada olduğu gibi maksiller santral dişlerin klinik boyu ortalama 11 mm, mesiodistal genişliği ise 8,5 mm ve kullanılan Ti-base baca yüksekliği 5,5 mm olarak belirlenmiştir. Literatüre bakıldığında bir molar dişin ortalama olarak mesiodistal genişliği 11 mm, bukkolingual kalınlığı ise 10,5 mm olarak belirtilmiştir.²¹⁹ Çalışmamızda Elsayed ve arkadaşlarının²²⁰ farklı abutment materyalleri üzerinde ürettikleri implantüstü restorasyonların kırılma dayanımına baktıkları çalışmada olduğu gibi molar dişlerin mesiodistal genişliği 11 mm, bukkolingual kalınlığı 10,5 mm olarak belirlenmiştir. Ayrıca molar dişlerin daha kısa klinik kron boyu olduğu için bu bölgeye uygulanacak uzun Ti-base abutmentlerin moment artışıyla birlikte stabilite kaybına sebep olabileceği düşünülmüştür. Bunlar doğrultusunda Şahmalı ve arkadaşlarının²²¹ yaptığı posterior tek kron implant üstü çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da posterior Ti-base dayanaklar 3,5 mm yüksekliğinde seçilmiştir. Bu doğrultuda çalışmamızda belirlediğimiz boyutların anatomik koşulları doğru yansıtmakla birlikte kırma testi sırasında oluşacak stres dağılımlarının klinik duruma benzer simüle ettiğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmada kullanılan posterior restorasyonların çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olabilmesi için okluzal yüzeydeki minimum kalınlık 1,5 mm olarak belirlenip standart hale getirilmiştir. Bu yaklaşım restorasyonun fonksiyonel kuvvetler altında mekanik direncini arttırdığı gibi restorasyonun üretim sürecinde geometrik tutarlılığının sağlamayı hedeflemiştir. Seydler ve arkadaşlarının²²² molar bölge için lityum disilikat bazlı IPS e.max CAD restorasyonlarda duvar kalınlığının etkisini araştırmış; 0,5 mm kalınlıktaki örneklerin kırılma dayanımının diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı biçimde düşük olduğunu, buna karşılık 1 mm ve 1,5 mm kalınlıktaki gruplar arasında fark saptanmadığını bildirmiştir. Bu bulgular doğrultusunda çalışmamızda 1,5 mm okluzal kalınlık sağlanması hem mekanik açıdan güvenli sınırlar içinde kalmayı hem de materyalin klinik koşullarda yeterli yük taşıma kapasitesini yansıtmayı amaçlamaktadır.

Ti-base sistemler üstün mekanik stabilite gerektirdiğinden adeziv simantasyon protokolleri bu sistemlerde standart uygulamadır.²²³ Ayrıca

çalışmamızda termal yaşlandırma sonrası kırma testi yapıldığı için, testin doğruluğu açısından siman ara yüzeyindeki bağlantının güçlü olmasını hedefledik. Bu nedenle klinik uygulaması kolay olmasına rağmen bağlanma dayanımı düşük olan self adeziv rezin simanlar tercih edilmemiştir.²²⁴ Bunun yerine kullanılan hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan dual cure rezin siman özellikle bizim de çalışmamızda kullandığımız ışık geçirgenliği düşük olan zirkonya restorasyonlar da önem kazanmaktadır.²²⁵ Simantasyon başarısı simanın polimerizasyon gücüne bağlı olduğu gibi aynı zamanda içerdiği fonksiyonel monomer ve yüzey hazırlıklarına da bağlıdır.²²⁶ Zirkonya seramiklerin adeziv simantasyonu öncesi için çeşitli yüzey hazırlıkları bulunmaktadır. Bunlar; 30–250 µm partikül boyutunda alüminyum oksitle kumlama, MDP içeren primer uygulaması ve lazer uygulamasıdır.^{227–229} Bu restorasyonların içeriğinde camsı faz bulunmaz ve bu sebeple HF asitle pürüzlendirmeye uygun değildir.²³⁰ Blatz ve arkadaşlarının²³¹ yaptığı bir çalışmada farklı yüzey hazırlıkları yapılmış zirkonya restorasyonların simantasyon işlemi MDP içeren ve içermeyen simanlarla gerçekleştirilmiştir. Makaslama değerleri sonuçlarına göre kumlama yöntemiyle oluşturulan mikro mekanik bağlanmanın, MDP monomeri uygulanarak sağlanan kimyasal bağlarla desteklenmesi daha güçlü bir bağlantı oluşmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bu doğrultuda çalışmamızda zirkonya restorasyonların yüzey pürüzlülükleri alüminyum oksitle kumlama yöntemi ile sağlandıktan sonra, 10-MDP monomeri içeren primer uygulanmıştır.

Cam esaslı seramiklerden olan lityum disilikat materyalinin hidroflorik asitle pürüzlendirildikten sonra silan uygulaması adeziv simantasyonda altın standart olarak kabul edilir.²³² Alrabeah ve arkadaşlarının²³³ yaptığı bir in vitro çalışmada 60 IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) bloktan oluşturulan standart örneklerle farklı yüzey işlemleri uygulayarak mikromekanik bağlanma kapasiteleri incelenmiştir. Sonuçlar, en başarılı yöntemin belirgin şekilde %10 hidroflorik asit ve silan kombinasyonu olduğunu bildirmiştir. Bu sebepler doğrultusunda çalışmamızda lityum disilikat restorasyonların yüzey hazırlığı %9,5 hidrofilik asit sonrası silan içerikli bir primer uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Ti-base abutment'ların üzerine yapılan adeziv simantasyon işlemlerinde, simanın polimerizasyonu sırasında oluşabilecek film kalınlığı farklılıkları, mikro boşluklar ve marjinal uyumsuzluklar restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz

yönde etkileyebilmektedir.²³⁴ Pinto ve arkadaşlarının²³⁵ uygulanan basıncın zirkonya restorasyon ve self adeziv rezin siman arasındaki bağlantıya etkisinin incelemişlerdir. Uygulanan basıncın siman kalınlığını azalttığını ve bu sayede daha yüksek bağlanma dayanımı görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda, simantasyon sırasında dinamometre yardımıyla standart bir dikey basınç uygulanması hem klinik uygulamalarda gözlenen manuel değişkenliği ortadan kaldırmak hem de tüm örneklerde eşit ve tekrarlanabilir bir siman tabakası kalınlığı elde etmek amacıyla tercih edilmiştir.

İmplant üstü protetik komponentlerden implant analogları, implant abutment- bağlantısını yansıttığı gibi yüzey özellikleri, şekil ve boyut bakımından homojen bir yapı sunar. Gomes ve arkadaşlarının²³⁶ yaptığı, mekanik testlerde implant yerine analog kullanımının güvenilir olup olmayacağını değerlendirdiği çalışmada 30 örnek yaşlandırma sonrası kırma testine tabi tutulmuştur. Elde edilen bulgulara göre; implant abutment, implant analogu abutment grupları arasında istatistiksel bir fark gözlenmemiştir. Aynı zamanda sonlu elemanlar analizine göre de gruplar arasında stres dağılımı benzer görülmüştür. Bu durum in vitro çalışmalarda implant analogu kullanımının maliyeti azaltan bir seçenek olarak değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu bulgular doğrultusunda çalışmamızda anterior örnekler için dar çaplı, posterior örnekler için standart çaplı analoglar kullanılmıştır.

Yapılan laboratuvar çalışmalarında intraoral dokular ve koşullar gerçeğe ne kadar yakın simüle edilirse elde edilen sonuçlar kliniğe o kadar doğru şekilde yansır. Bu sebeple çalışmamızda, Garcia-Hammaker ve arkadaşlarının²³⁷ yaptığı gibi kullanılan implant analogları, kırma testinde stabilitesini sağlamak amacıyla elastisite modülü spongioz kemiğe yakın olan soğuk polimerize metilmetakrilat (PMMA) bazlı akrilik rezine gömülmüştür. Bu yöntem test sırasında görülebilecek deformasyonları minimuma indirip kırılma dayanımı verilerinin daha güvenilir olmasını sağlamak amacıyla tercih edilmiştir.²³⁸⁻²⁴⁰

Diş hekimliğinde laboratuvar çalışmalarında klinik durumları yansıtmaları amacıyla çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri bulunmaktadır. Bunlar, pH döngüleri, UV ışık uygulamaları, statik yükleme, termal siklus gibi uygulamalardır.²⁴¹ Termal siklus testinin dental seramiklerin iç yapısında stres oluşturduğu ve bu stresin seramiğin yapısal bütünlüğünü bozduğu ve klinik kullanımda olumsuz sonuçlara sebep

olduğu raporlanmıştır.^{242,243} Literatürde dental seramiklerin kırılma dayanımının ölçülmesi esnasında, çevresel nemin ve sıcaklık kontrolünün kritik öneme sahip olduğu, suya maruz kalmanın bu materyallerin mekanik davranışını önemli ölçüde etkilediği belirtilmiştir.^{244,245} ISO dental materyallerin termal yaşlandırma işlemleri için 5°C ile 55°C arasındaki banyo sıcaklıklarını standart olarak kabul etmiştir. Bu sebeple çalışmamızda termal döngü işlemleri 5°C ve 55°C banyo sıcaklıklarında 30 sn'lik döngülerle gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu test sırasında sıcaklık değerleri kadar gerçekleştirilen siklus sayısı da önemlidir. Literatürde 10.000 termal döngünün yaklaşık 1 yıla denk geldiği bildirilmiştir.²⁴⁶ Liebermann ve arkadaşlarının²⁴⁷ kompozit veneerler üzerine yaptığı bir çalışmada farklı marka örnekler sırasıyla 220, 1500, 10.000, 20.000 ve 40.000 termal siklus uygulamasına tabi tutulmuş ve sonrasında mekanik dayanımına bakılmıştır. Sonuç olarak artan siklus sayısının mekanik dayanımda etkili olduğu görülmüştür. Bu sebeple çalışmamızda uygulanan 40.000 termal döngü sayısı, uzun dönem klinik koşulları simüle etmek açısından yeterli bir süre olarak görülmüştür.

Çalışmamızda açılandırılmış vida kanalı tasarımının farklı seramik materyallerinden üretilen kronlardaki mekanik dayanımları ve kırılma paternleri incelenmiştir. Çalışmamız sonucunda elde edilecek bulgular, kullanılan materyalin mekanik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Rosentritt ve arkadaşları²⁴⁸ çeşitli zirkonya ve titanyum implant komplekslerinin mekanik dayanımlarını ve kırık paternlerini incelediği çalışmada deney örneklerine kırma testi uygulanmıştır. Kim ve arkadaşlarının²⁴⁹ farklı zirkonya abutmentların kırılma dayanımlarını karşılaştırıldığı başka bir çalışmada abutmentlara kırma testi uygulamıştır. Bu nedenle çalışmamızda üst yapıların kırılma dayanımlarını ve kırık tiplerini incelemek amacıyla test prosedürü olarak kırma testi tercih edilmiştir

Anterior dişler, kesici görevi üstlendiği gibi aynı zamanda anterior rehberlikle yönlendirici fonksiyon gösterirler. Bu bölgede oklüzal kuvvetler dik değil genellikle eğimli ve oblik yönde gözlenir.²⁵⁰ Bu nedenle literatürde, anterior bölgede yapılan kırma testleri 30° veya 45° eğimli yapılması önerilmektedir.²⁵¹ Bu yaklaşımın insizal kenarda oluşan çekme ve basınç gerilimlerinin kombinasyonunu daha doğru simüle ederek klinik durumları daha doğru yansıtacağı düşünülebilir. Martín-Ortega ve arkadaşlarının,²⁵² Khaledi ve arkadaşlarının²¹⁹ implant üstü restorasyonlarda

kırılma dayanımı inceledikleri çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda anterior örnekler 30° eğimli bir tabla üzerine yerleştirilerek 2,5 mm çapında bir uç kullanılarak basma testi yapılmıştır. Posterior dişler ise çiğneme kuvvetlerinin büyük bir bölümünü karşılar ve kuvvetleri genellikle dikey yönde iletirler.²⁵³ Bu nedenle çalışmamızda, Jang ve arkadaşlarının²⁵⁴ yaptığı 3Y-TZP zirkonya abutment üzerine lineer bonding ve simantasyon ile yapıştırılan cam seramik restorasyonlarda mekanik dayanımı değerlendirdiği çalışmada olduğu gibi, kuvvet dik yönde ve 5 mm çaplı bir çelik bilye ile santral fossaya denk gelecek şekilde uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan porselen materyalinin kırılma direncinin araştırılması amacıyla yapılan çalışmalarda, kullanılan test cihazlarındaki yükleme hızına göre çok farklı sonuçlar çıkmıştır.^{206,255,256} Yapılan çalışmalara göre yükleme hızı arttıkça, kullanılan siman ve restorasyonda oluşabilecek çatlakların gelişmesi için yeterli zaman olmadığı, bu sebeple test sonuçlarının güvenilirliği düşük olacağı belirtilmiştir.²⁰⁶ Literatüre bakıldığında bir çok araştırmada kırılma dayanım testleri 0,5 mm/dk başlık hızı kullanılarak veriler N cinsinden kaydedilmiştir.²⁵⁷⁻²⁵⁹ Bizim çalışmamızda da aynı hız kullanılarak kırma testi yapılmış ve sonuçların karşılaştırılabilirliği sağlamak için N cinsinden kaydedilmiştir.

Basma testi sonrasında kırık tiplerini değerlendirmek için sıklıkla SEM ya da stereomikroskop kullanılır.^{176,260} Kırık tipleri, gözlenen çatlaklar, kırıkların gözlendiği bölgenin analiz edilmesi; restorasyonun başarısızlık mekanizmasını anlamak, kırığın yükleme yönüyle ilgili ilişkisini değerlendirmek ve olası tasarım veya materyal kaynaklı bölgeleri anlamak için önemlidir.¹⁷⁵ Adeziv kırık, iki farklı materyal arasında gözlenen kırık tipidir. Koheziv kırık ise tek bir materyalde, materyalin iç yapısında gözlenir. Miks kırık ise her iki kırık modunu da içererek genellikle çatlak hattının bir bölümde ara yüzden bir bölümde de materyal içerisinden gözlendiği kırık tipleridir. Bu kırıkların incelenmesi özellikle siman ara yüzeyinin bağlanma kapasitesi hakkında bilgi verir.¹⁷⁸ Farklı materyallerin yüzey enerjileri, mikroyapıları ve adeziv simantasyon gücünün farklı olduğu bilinmektedir.²⁶¹ Çalışmamızda farklı seramik materyallerinden üst yapılar üretildiği için bu kırık modlarını incelemek önem taşımaktadır. Bu nedenle Spitznagel ve arkadaşlarının²⁶² düz ve açılı vida kanallı monolitik restorasyonlarda yaptığı çalışmada kırılma yüklerini belirledikten sonra kırılma yüzeylerini ışık mikroskobu ile incelediği gibi çalışmamızda farklı seramik

materyallerinden üretilen kronlara basma dayanımı testleri yapıldıktan sonra kırılan örneklerde kırık ve çatlak hatlarını, kırığın yönünü ve hangi bölgeleri kapsadığını ve kırık modunu belirlemek için önce macro kamerayla fotoğraf çekimleri yapıp ardından ışık mikroskobu altında farklı büyütmelemlerle kronlar bütün yüzeylerden incelenmiştir.

Çalışmamızda, farklı üst yapı materyallerinden üretilen açıldırılmış ve düz vida kanalına sahip kronların termal yaşlandırma sonrası mekanik dayanımını araştırırken; sonuçları etkileyebilecek faktörlerden kullanılan restoratif materyal, üretilen restorasyonların boyutlandırılması, simantasyon protokolleri, uygulanan termal döngü sayısı ve kırılma test prosedürü standardize edilerek, klinik koşulların en gerçeğe uygun şekilde taklit edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda anterior kırılma dayanımı bulguları incelendiğinde, elde edilen bulgulara göre hem zirkonya hem lityum disilikat kronların düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalına geçilmesi istatistiksel olarak anlamlı biçimde daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Bu nedenle “Açıldırılmış vida kanalı tasarımı anterior bölgede monolitik zirkonya restorasyonların mekanik dayanımını etkilemez” ve “Açıldırılmış vida kanalı tasarımı anterior bölgede lityum disilikat restorasyonların mekanik dayanımını etkilemez” şeklinde kurduğumuz 1. ve 2. sıfır hipotezlerimiz reddedilmiştir.

Çalışmamızda posterior kırılma dayanımı bulguları incelendiğinde, elde edilen bulgulara göre hem zirkonya hem lityum disilikat kronların düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalına geçilmesi istatistiksel olarak anlamlı biçimde daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Bu nedenle “Açıldırılmış vida kanalı tasarımı posterior bölgede monolitik zirkonya restorasyonların mekanik dayanımını etkilemez” ve “Açıldırılmış vida kanalı tasarımı posterior bölgede lityum disilikat restorasyonların mekanik dayanımını etkilemez” şeklinde kurduğumuz 3. ve 4. sıfır hipotezlerimiz reddedilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda elde edilen örneklerdeki kırılma dayanımı bulguları değerlendirildiğinde, düz vida kanalı tasarımından açılı vida kanalı tasarımına geçiş bölge ve kullanılan materyal fark etmeksizin mekanik dayanımını azalttığı gözlenmiştir. Bu durum, vida kanalı açısındaki artışın gelen yükün transferinde değişikliğe yol açarak materyal yapısında çekme ve makaslama gerilimlerinin artması

ile açıklanabilir. Açılabilirilmiş vida kanalında, kuvvet vektörü restorasyona belirli bir eğimle iletilmekte ve bu da restorasyon içerisinde asimetrik stres birikimlerine sebep olabileceğini düşünmekteyiz. Drew ve arkadaşlarının²⁶³ maksiller santral dişi simüle eden ve monolitik zirkonyadan ürettikleri 10 (n=5) örnek üzerinde yaptığı çalışmada statik yükleme altında düz vida kanallı örneklerin ASC grubuna göre daha iyi performans sergilediğini göstermiş ama istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulamamıştır. Khaledi ve arkadaşlarının²¹⁸ santral dişi simüle ederek monolitik zirkonya restorasyonlarda yaptıkları çalışmada vida kanalı açısındaki artışın materyalin kırılma dayanımında belirgin biçimde azalmaya sebep olduğunu rapor etmiştir. Araştırmacılar, artan açının bükülme momentlerini arttırdığını ve sonuçta kırılma yükünü azalttığını bildirmiştir. Garcia-Hammaker ve arkadaşlarının²³⁷ yaptığı çalışmada 10 adet monolitik zirkonya kullanılarak üretilen örnek düz ve vida kanallı olacak şekilde ayrılmıştır. Açılı vida kanallı örneklerle 25 derece eğim verilmiş ve sonuç olarak düz vida kanallı restorasyonların kırılma dayanımları anlamlı olarak açılılardan yüksek bulunmuştur. Bu bulgular, açılı vida kanalı kullanımının mekanik dayanımda düşüşe neden olduğu yönündeki sonuçlarımızla paralellik göstermektedir. Bununla birlikte bizim çalışmamız yalnızca anterior bölgeyi değil aynı zamanda posterior bölgeyi, zirkonya ve lityum disilikat olacak şekilde iki farklı seramik materyalini de kapsamaktadır. Elde ettiğimiz sonuçlar farklı bölge ve farklı materyal kullanımlarında dahi açılı vida kanalı tasarımının mekanik direnci zayıflatıldığını göstermektedir. Bu sebeple çalışmamızın güncel literatür bilgilerine katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamız sonucunda elde edilen bulgular hem anterior hem posterior bölgede zirkonya restorasyonların vida kanalı tasarımı fark etmeksizin lityum disilikat restorasyonlara kıyasla belirgin olarak daha yüksek mekanik direnç gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu bulgu Elsayed ve arkadaşlarının²⁶⁴, Nawafleh ve arkadaşlarının²⁶⁵ yaptığı çalışmalarla paraleldir. Ancak vida kanalına aç verilmesinin bu iki materyal üzerindeki etkisi bölgeye göre farklılık göstermiştir.

Anterior bölgede, açılı vida kanalı tasarımına geçiş her iki materyalde de benzer oranda mekanik direnç azalmasına yol açmıştır. Aynı zamanda çalışmamızda anterior kırık paternleri incelemeleri de bu mekanik davranışı destekler niteliktedir. Düz vida kanalı tasarımında kırık yönünün insizalden kenardan başlayarak servikal

bölgeye doğru vertikal yönde ya da oblik şekilde ilerleyerek kronu ikiye ayırdığı gözlenmiştir. Buna karşın açılı vida kanalı tasarımında kırığın palatinal yüzeyde başladığı servikal bölgeye doğru oblik ilerleyerek singulumu da içine alacak şekilde kırık ya da çatlak hattı sergilediği gözlenmiştir. Drew ve arkadaşları²⁶³ yaptığı çalışmada ASC örneklerde düz vida kanallı örneklerle karşılaştırarak katastrofik kırık gözlenme oranının arttığını ve ASC örneklerde kırığın kronun singulum bölgesinde gözlendiğini rapor etmiştir. Bu çalışmalar bizim çalışmamız da olduğu gibi, Gracia-Hammaker ve arkadaşlarının²³⁷ ASC dayanaklarda yaptığı çalışmalarla da uyumludur. Açılı vida kanallı örneklerde bu kırık paterninin gözlenmesi, vida kanalına verilen açının asimetrik gerilmelere sebep olmasıyla kırığın palatinal bölgede başlaması ile açıklanabilir. Açıya bağlı olarak yük noktası restorasyon merkezinden kayarak palatinal bölgede çekme kuvvetlerinin yoğunlaşmasına sebep olmuş olabilir. Dolayısıyla hem zirkonya hem lityum disilikat örneklerinde mekanik dayanımın benzer oranda azalması ve kırık paternlerinin ortak biçimde palatinalden başlaması; restorasyonların en ince bölgesinin singulum olması ve eğimli yüklemenin bu bölgede çekme-makaslama kuvvet dengesini bozması ile açıklanabilir. Bu durum, yükleme açısının neden olduğu stres dağılımının materyalden bağımsız, her iki kronunda en ince bölgesinin singulum olması dolayısıyla geometriye bağlı bir etki nedeniyle olmuş olabilir.

Posterior bölgede ise farklı bir eğilim gözlenmiştir. Zirkonya kronlar lityum disilikat kronlara göre mutlak daha yüksek mekanik direnç göstermelerine rağmen, açılı vida kanalı tasarımına geçildiğinde kırılma dayanımında gözlenen azalma zirkonya kronlarda daha belirgin olmuştur. PZ-D grubu en yüksek mekanik dayanımı gösterirken, PZ-A grubu belirgin bir azalma göstermiştir. Buna karşın, PLS-A grubu da PLS-D grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermesine rağmen bu fark zirkonya gruplarda gözlenen kadar belirgin değildir. Posterior bölgede elde edilen bu sonucun, malzemenin iç yapısına bağlı gözlenen çatlak ilerleme davranışına ve elastisite modülü farklılıklarından oluştuğunu düşünmekteyiz. George ve arkadaşlarının²⁴³ gerçekleştirdiği bir in vitro çalışmada, posterior bölgede implant üstü monolitik zirkonya ve monolitik lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımları ile kırık tipleri incelenmiştir. Çalışma sonucunda, her iki materyalin de farklı sayıda kırık parçaları oluşturduğu ve birbirinden farklı kırılma paternleri sergilediği rapor

edilmiştir. Şahmalı ve arkadaşları²²¹ tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, farklı seramik ve hibrit materyallerden, posterior bölgede üretilen implant üstü restorasyonlar değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, materyaller arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmış ve her bir materyalin kendine özgü kırılma paternleri sergilediği bildirilmiştir. Araştırmacılar, bu kırılma paternlerindeki farklılıkların temel nedenini materyallerin elastisite modülü farklılıklarına bağlamışlardır. Seramik materyaller sıkıştırma tipi kuvvetlere çekme ve makaslamaya göre daha dayanıklıdır.²⁶⁶ Posterior bölgede kırma testinde uygulanan dik kuvvetler, seramiklerin baskı dayanımının mekanizmasını ön plana çıkardığını düşünmekteyiz. Aynı zamanda posterior örnekler anterior örneklerden daha hacimli yapılardır. Bu da anterior örneklerden farklı olarak streslerin belirli bir alanda yoğunlaşması yerine bütün krona yayılmasına sebep olmuş olabilir. Bu da posterior bölgede materyalin yapısal özelliklerinin, kırılma davranışı ve kırılma paternleri üzerindeki etkisini belirginleştirmiş olabilir.

Zirkonya restorasyonların yüksek elastisite modülü ve rijit yapısı nedeniyle yük altında deformasyona izin vermeden, kuvveti doğrudan ara yüzeye aktardığını ve bu durumun posterior bölgede hem düz hem açılı zirkonya restorasyonlarda gözlenen daha yüksek kuvvetlerde bulk tipi, ani, rijit, çok parçalı ve Ti-base ara parçadan tam ayrılma gözlenen daha net hatlı kırıkları açıklayabilir. Nawafleh ve arkadaşlarının²⁶⁷ implant üstü posterior monolitik zirkonya ve çift katmanlı zirkonya restorasyonlarda yaşlandırma sonrası mekanik dayanım baktığı çalışmada monolitik zirkonya restorasyonlarda bulk tipi ve genellikle 3 parçalı olacak şekilde çok parçalı kırıklar gözlendiğini bildirmiştir. Bu bulgu bizim çalışmamızla da uyumludur. Aynı zamanda lityum disilikat restorasyonlarda da bulk karakterde kırıklar gözlenmiştir. Elshiyab ve arkadaşları²⁶⁸ tarafından gerçekleştirilen bir in vitro çalışmada, implant üstü monolitik zirkonya ve monolitik lityum disilikat restorasyonların kırılma davranışları incelenmiştir. Araştırmacılar, her iki materyalin de bulk tipinde kırılma paternleri sergilediğini bildirmişlerdir. Özellikle lityum disilikat restorasyonlarda bu kırık tipinin, söz konusu materyalde gözlenen en yaygın mekanik başarısızlık modu olduğu vurgulanmıştır. Bu bulgu literatürde birçok farklı in vivo ve in vitro çalışmada da bildirilmiştir.^{269,270} Bizim çalışmamızda lityum disilikat restorasyonlarda gözlenen bu bulk tipi kırık zirkonya kronlardan farklı gerçekleşmiştir. Stereomikroskop

incelemelerinde zirkonya restorasyonlarda bağlantı yüzeyinden başlayan radyal çatlak hatları çok daha belirgin olduğu çalışmamızda görülmüştür. Aynı zamanda düz kanallı lityum disilikat kronlar oblik kırık hatlarıyla 3 parçaya ayrılırken açılı kronlar mesiodistal kırık hattıyla karakterize ağırlıklı olarak simetrik 2 parçaya ayrılmıştır. Bu farklılık, lityum disilikatta materyal içinde bir stres yönelim değişiminin varlığını; diğer yandan, monolitik zirkonya restorasyonlarda hem düz hem açılı kanal tiplerinde benzer kırık paternlerinin gözlenmesi ise materyalin yüksek rijitliği ile ilişkili kırılma davranışını desteklemektedir. Bu bulgular doğrultusunda, zirkonya kronlarda yükün daha çok ara yüzeye iletilip materyal bütünlüğünün bozulmadan kırılma modunun ortaya çıktığı, lityum disilikatta ise materyal içindeki çatlak yayılımının ve stres birikiminin daha erken devrelerde etkin olduğu sonucuna ulaşılabilir.

Bireylerde ölçülen maksimum ısırma kuvvetleri 90 N ile 743 N arasında değişmekle birlikte, baskın olarak 120 N ile 370 N arasındadır. Bu geniş aralık, para fonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerin varlığından kaynaklanmaktadır.²⁷¹ Aynı zamanda posterior bölgede gözlenen çiğneme kuvvetlerinin 700-900 N aralığında olduğunu bildirilen çalışmalarda vardır.^{272,273} Çalışmamızda posterior bölgede materyal fark etmeksizin her iki vida kanalı tasarımı da bu değerlerin çok üstündedir. Bu durum tüm örneklerin klinik kullanım olarak güvenli sınırlar içerisinde olduğunu göstermektedir. Zirkonya restorasyonlar açılı tasarıma geçiş de belirgin düşüş göstermiş olsa da lityum disilikat kronlara göre anlamlı olarak daha yüksek kırılma direnci sergilemiştir. Bu doğrultuda zirkonya mutlak daha yüksek direnç sağlarken, lityum disilikatın daha stabil davranışı ve estetik üstünlüğü düşünülerek, her iki materyalin doğru endikasyonlar ve klinik uygulama ile açılı vida kanallı sistemlerle uygulanabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda anterior gruplarda gözlenen en düşük değer ALS-A grubunun kırılma dayanımı (660 N) fizyolojik ısırma kuvvetlerinin üstünde olmakla birlikte para fonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde gözlenen kuvvetinde hemen altına yaklaşmaktadır. Düz vida kanallı gruplar bu değerlerin üzerinde, dolayısıyla yüksek güvenlik marjına sahiptir. Açılı kanallı anterior örnekler ise bruksizm gibi para fonksiyonel kuvvetlerin alt sınırlarına ulaşmakla birlikte fizyolojik kuvvetler koşullarında güvenli kabul edilebilir. Bu durum açılı tasarımının mekanik dezavantaj oluşturmaya karşın, restorasyonun klinik anlamda güvenli alanlar içinde kaldığını ve

estetik avantaj sağlarken aynı zamanda dayanımını koruyabildiğini gösterebilir. Ancak oklüzal temaslar dikkatli belirlenmeli prematür temas olmamalı ve hastanın para fonksiyonel alışkanlıklarına dikkat edilmelidir.

Çalışmamızın bulgularına göre, bütün örneklerin kırılma paternleri incelendiğinde bölge, materyal ve vida kanal tasarımı fark etmeksizin kronlarda katastrofik kırıklar gözlenmiştir. Fakat anterior bölgede açılı tasarıma geçişte kronların singulum bölgesinde kırık insidansında artış gözlenmiş ve kronların genellikle labial yüzeyleri sağlam kalmıştır. Klinik uygulamada bu alanın geçici bir çözüm olarak kısa süreliğine klinik tamir prosedürleriyle tamiri düşünülebilir. Aynı zamanda anterior bölgede açılı tasarımda kronların bu bölgesinde materyal kalınlığının gözetilmesi önemlidir.

Bu çalışma in vitro bir çalışmadır ve önceki araştırmalara benzer olsa da klinik ortamın tüm değişkenlerini (özellikle ağızın biyolojik, termal ve fonksiyonel yük değişkenlerini) tam olarak yansıtamaz. Sadece tek bir tür implant-abutment sistemi, belirli tek kron tasarımları kullanılması, gerçek implantlar yerine implant analoglarının kullanılması, implantı çevreleyen alveolar kemik yerine onu taklit etmesi amacıyla akrilik rezin kullanılması, yaşlandırma işlemi sadece termal yaşlandırma olarak yapılması bu çalışmanın limitasyonları arasında sayılabilir. Farklı implant sistemleri, farklı geometri ve farklı kron boyutlarında sonuçlar değişebilir.

6. SONUÇ

Açılandırılmış vida kanalı tasarımının farklı implant üstü tek kron restorasyonlardaki mekanik dayanıma etkisini incelediğimiz çalışmamızın kapsamı dahilinde ulaşılan sonuçlar aşağıda sunulmaktadır:

- 1) Anterior ve posterior tüm gruplarda kullanılan materyal fark etmeksizin düz vida kanallı restorasyonlar açılı vida kanallı restorasyonlara göre anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.
- 2) Zirkonya restorasyonlar anatomik bölge fark etmeksizin lityum disilikat restorasyonlara göre daha yüksek ortalama kırılma değerleri göstermiştir.
- 3) Anterior bölgede açılı vida kanalı kullanımı her iki materyalde de kırılma dayanımı benzer oranda azaltmıştır. Posterior kronlarda ise açılı vida kanalı etkisinden lityum disilikat kronlar daha az etkilenmiş, zirkonya kronlardaki azalma daha belirgin gözlenmiştir.
- 4) Düz vida kanallı anterior örneklerde kırık hattı insizal kenardan başlayarak kronu iki parçaya ayırmıştır. Açılı vida kanallı anterior örneklerde ise kırık hattı palatinal yüzeyde servikale doğru oblik olarak gözlenerek singulumu kapsamıştır.
- 5) Posterior zirkonya örneklerde hem düz hem açılı vida kanalında bulk tipi ve çok parçalı kırıklar gözlenmiştir. Posterior lityum disilikat kronlarda ise düz vida kanallı örneklerde oblik seyreden bir çatlak hattı gözlenmiş ve bu çatlak hattı kronu 3'e bölmüştür. Posterior lityum disilikat açılı örneklerde ise kron boyunca gözlenen mesiodistal kırık hattı kronu 2 parçaya ayırmıştır.

Sonuç olarak, in vitro şartlarda yürütülen bu çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda açılı vida kanalı kullanımının estetik ve erişim kolaylığı avantajları sağlamasına rağmen mekanik risklerinin dikkate alınması gereklidir. Aynı zamanda kullanılan restorasyonlar çiğneme kuvvetleri göz önünde bulundurulduğunda güvenli sınırlar içinde kalmış ve doğru klinik uygulama ile kullanılabileceğini düşündürmektedir. Ancak bu bulguların in-vivo çalışmalarla desteklenmesine gereksinim vardır.

9. KAYNAKLAR

1. Raigrodski, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 92, 557–562 (2004).
2. Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O. & Spiekermann, H. Ceramic abutments- a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 20, 81–91 (2000).
3. Şen, N. & Ölçer Us, Y. Abutment Selection for Implant Supported Fixed Prosthodontic Restorations. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 25, 104–112 (2019).
4. Wittneben, J.-G., Millen, C. & Brägger, U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions—A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29, 84–98 (2014).
5. Varshney, N. *et al.* 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, 244–252 (2023).
6. Pakhshan, G. & Zahra, B. Multi-Unit Abutment: Why, Where, When? *Journal of Oral Medicine and Dental Research* 6, (2025).
7. Al-Thobity, A. M. Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent* 16, 49–55 (2022).
8. Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P. & Rigos, A. E. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review* 56, 1–23 (2020).
9. Carames, J., Tovar Suinaga, L., Yu, Y. C. P., Pérez, A. & Kang, M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *Int J Dent* 2015, 1–7 (2015).
10. Nakamura, K. *et al.* Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 73, 602–608 (2015).
11. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S. & Rosentritt, M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials* 31, 1363–1369 (2015).
12. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C. & Vult Von Steyern, P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 72, 145–153 (2014).
13. Martínez-Rus, F., Ferreira, A., Özcan, M., Bartolomé, J. F. & Pradies, G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27, 1448–55 (2012).
14. Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S. & Edelhoff, D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 17, 275–284 (2013).

15. Marchack, B. W., Sato, S., Marchack, C. B. & White, S. N. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent* 106, 145–152 (2011).
16. Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I. & Mendonça, G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 112, 770–777 (2014).
17. Hebel, K. S. & Gajjar, R. C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 77, 28–35 (1997).
18. Michalakakis, K. X., Hirayama, H. & Garefis, P. D. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 719–28 (2003).
19. Avivi-Arber, L. & Zarb, G. A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11, 311–21 (1996).
20. Nastri, L., Nucci, L., Grassia, V. & Miraldi, R. Aesthetic Outcomes and Peri-Implant Health of Angled Screw Retained Implant Restorations Compared with Cement Retained Crowns: Medium Term Follow-Up. *J Funct Biomater* 12, 35 (2021).
21. Chhabra, A. K., Sune, R. & Reche, A. Oral Submucous Fibrosis: A Review of the Current Concepts in Management. *Cureus* 15, e47259 (2023).
22. Moreno-Fernández, A. M. *et al.* Fibromyalgia syndrome and temporomandibular disorders with muscular pain. A review. *Mod Rheumatol* 27, 210–216 (2017).
23. Kim, B., Zhang, Y., Pines, M. & Thompson, V. P. Fracture of Porcelain-veneered Structures in Fatigue. *J Dent Res* 86, 142–146 (2007).
24. Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A. & Finer, Y. Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics* 17, 370–377 (2008).
25. Attia, A., Abdelaziz, K. M., Freitag, S. & Kern, M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 95, 117–123 (2006).
26. Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard R. & Handel, G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials* 22, 176–182 (2006).
27. Becker, M. J. Ancient ‘dental implants’: a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14, 19–29 (1999).
28. Tunali.B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 67–133 (1996).
29. Yavuzylmaz, H. & Ulusoy, M. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği* (2003).
30. International Organization for Standardization. (2020).
31. Misch CE. Dental Implant prosthetics. 63–146 (2005).
32. Ionescu, M. *et al.* A Brief History Of Dental Implants. *Analele Universității din Craiova seria Istorie* 27, 149–160 (2023).
33. History of Dental Implants. in *Dental Implants for Hygienists and Therapists* 1–6 (Wiley, 2022).

34. Abraham, C. M. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *Open Dent J* 8, 50–55 (2014).
35. Stević, M., Tatić, Z., Biočanin, V., Đurić, D. & Đukić, I. History of implantology from the aspect of osseointegration and mucointegration. *Timocki medicinski glasnik* 46, 29–36 (2021).
36. Branemark, P.-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50, 399–410 (1983).
37. Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. & Woody, R. D. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 675–90 (2000).
38. Misch, C. E. & Misch, C. M. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 68, 809–812 (1992).
39. James, J. R. *et al.* The Future of Dental Implants: A Narrative Review of Trends, Technologies, and Patient Considerations. *Cureus* 17, e90380 (2025).
40. Hürmüzlü, M. K. & Mollaoğlu, N. Dental İmplant Çeşitleri ve Biyomateryaller. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 12, 142–149 (2023).
41. Vatėnas, I. & Linkevičius, T. One abutment one time vs. repeatable abutment disconnections in implants, restored with cemented / screw retained fixed partial dentures: Marginal bone level changes. A systematic review and meta-analysis. *Stomatologija* 23, 35–40 (2021).
42. Tetelman, E. D. & Babbush, C. A. A New Transitional Abutment for Immediate Aesthetics and Function. *Implant Dent* 17, 51–58 (2008).
43. Labban, N. Use of temporary abutment to assess implant osseointegration before final impression: A case report. *Clin Case Rep* 9, (2021).
44. Potasch, S. R. Soft Tissue Modeling for the Esthetic Single-Tooth Implant Restoration. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 10, 121–131 (1998).
45. Santing, H. J., Meijer, H. J. A., Raghoobar, G. M. & Özcan, M. Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 14, 882–889 (2012).
46. Aras, M. A. & Shah, R. M. Implant-abutment Selection: A Literature Review. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research* 5, 43–49 (2014).
47. Schmitt, C. M. *et al.* Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res A* 102, 552–574 (2014).
48. Borie, E., Orsi, I. A. & De Araujo, C. P. R. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand* 73, 321–329 (2015).
49. Pessoa, R. S. *et al.* Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 12, 219–234 (2010).
50. Schmitt, C. M. *et al.* Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res A* 102, 552–574 (2014).

51. R.Shafie Hamid. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*.
52. Mukhopadhyay, P., Khalikar, A., Wankhade, S. & Deogade, S. The Microbial Neck: A Biological Review of the Various Implant–Abutment Connections. *J Adv Oral Res* 13, 22–28 (2022).
53. Sharifi, R., Ghaffari, T., Ghasemi, S. & Kafil, H. S. Evaluation of Microgap Size and Microbial Microleakage at the Implant Fixture-Abutment Interface in Original and Compatible Abutments. *Biomed Res Int* 2025, 2530986 (2025).
54. Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., da Silva, E. V. F., Bonatto, L. da R. & dos Santos, D. M. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg* 19, 229–242 (2015).
55. Merz, B. R., Hunenbart, S. & Belser, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 519–26 (2000).
56. Lin, M.-I., Shen, Y.-W., Huang, H.-L., Hsu, J.-T. & Fuh, L.-J. A retrospective study of implant-abutment connections on crestal bone level. *J Dent Res* 92, 202S–7S (2013).
57. Fernández-Asián, I., Martínez-González, Á., Torres-Lagares, D., Serrera-Figallo, M.-Á. & Gutiérrez-Pérez, J.-L. External Connection versus Internal Connection in Dental Implantology. A Mechanical in vitro Study. *Metals (Basel)* 9, 1106 (2019).
58. Lemos, C. A. A. *et al.* Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss. *J Prosthet Dent* 115, 419–427 (2016).
59. Wittneben, J.-G., Millen, C. & Brägger, U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions—A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29, 84–98 (2014).
60. Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M. & Zembic, A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 23, 22–38 (2012).
61. Hamed, M. T., Abdullah Mously, H., Khalid Alamoudi, S., Hossam Hashem, A. B. & Hussein Naguib, G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent* Volume 12, 9–16 (2020).
62. Sorrentino, R., Ruggiero, G., Toska, E., Leone, R. & Zarone, F. Clinical Evaluation of Cement-Retained Implant-Supported CAD/CAM Monolithic Zirconia Single Crowns in Posterior Areas: Results of a 6-Year Prospective Clinical Study. *Prosthesis* 4, 383–393 (2022).
63. Wittneben, J., Joda, T., Weber, H. & Brägger, U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000* 73, 141–151 (2017).
64. Zarone, F., Sorrentino, R., Traini, T., Di Iorio, D. & Caputi, S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental Materials* 23, 296–301 (2007).

65. Gapski, R., Neugeboren, N., Pomeranz, A. Z. & Reissner, M. W. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23, 943–6 (2008).
66. Wittneben, J.-G., Millen, C. & Brägger, U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions—A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29, 84–98 (2014).
67. Hamed, M. T., Abdullah Mously, H., Khalid Alamoudi, S., Hossam Hashem, A. B. & Hussein Naguib, G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent* Volume 12, 9–16 (2020).
68. Kraus, R. D. *et al.* Five-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained zirconia-based implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 33, 537–547 (2022).
69. Hamed, M. T., Abdullah Mously, H., Khalid Alamoudi, S., Hossam Hashem, A. B. & Hussein Naguib, G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent* Volume 12, 9–16 (2020).
70. Buzayan, M. M. & Yunus, N. B. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc* 14, 16–23 (2014).
71. Fiorillo, L., D’Amico, C., Ronsivalle, V., Cicciù, M. & Cervino, G. Single Dental Implant Restoration: Cemented or Screw-Retained? A Systematic Review of Multi-Factor Randomized Clinical Trials. *Prosthesis* 6, 871–886 (2024).
72. Mokhtarpour, H., Eftekhari Ashtiani, R., Mahshid, M., Tabatabaian, F. & Alikhasi, M. Effect of screw access hole preparation on fracture load of implant-supported zirconia-based crowns: an in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 10, 181–8 (2016).
73. Al-Zordk, W., Elmisery, A. & Ghazy, M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *Int J Implant Dent* 6, 24 (2020).
74. Mostafavi, A. S., Mojtahedi, H. & Javanmard, A. Hybrid Implant Abutments: A Literature Review. *European J Gen Dent* 10, 106–115 (2021).
75. Kurbad, A. & Kurbad, S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent* 16, 125–41 (2013).
76. Obermeier, M., Ristow, O., Erdelt, K. & Beuer, F. Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants. *Clin Oral Investig* 22, 981–991 (2018).
77. Silva, N. R. *et al.* Reliability and Failure Modes of a Hybrid Ceramic Abutment Prototype. *Journal of Prosthodontics* 27, 83–87 (2018).
78. Chen, Y.-H., Wu, Y.-L., Chen, H.-S., Lin, C.-P. & Wu, A. Y.-J. Reverse Torque Value of Angulated Screw Channel Abutment before and after Cyclic Loading: An In Vitro Study. *J Funct Biomater* 14, (2023).
79. Berroeta, E., Zabalegui, I., Donovan, T. & Chee, W. Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113, 516–519 (2015).

80. Rasaie, V., Abduo, J. & Falahchahi, M. Clinical and Laboratory Outcomes of Angled Screw Channel Implant Prostheses: A Systematic Review. *Eur J Dent* 16, 488–499 (2022).
81. Brunski, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3, 85–97 (1988).
82. Şahin, S., Çehreli, M. C. & Yalçın, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent* 30, 271–282 (2002).
83. Bidez, M. W. & Misch, C. E. Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. in *Dental Implant Prosthetics* 95–106 (Elsevier, 2015).
84. Anusavice KJ, Shen C & Rawls HR. Mechanical Properties of Dental Materials. in *Phillips' Science of Dental Materials*. 48–68 (USA, 2012).
85. Czechowski, Ł., Dejak, B., Konieczny, B. & Krasowski, M. Evaluation of Fracture Resistance of Occlusal Veneers Made of Different Types of Materials Depending on Their Thickness. *Materials* 16, 6006 (2023).
86. Aldowish, A. F. *et al.* Occlusion and Its Role in the Long-Term Success of Dental Restorations: A Literature Review. *Cureus* (2024)
87. Oral, F., Demir Sevinç, E. H. & Yıldırım, A. Z. İmplant destekli restorasyonların başarısında oklüzyonun yeri. *Selcuk Dental Journal* 9, 927–933 (2022).
88. Graves, C. V. *et al.* The Role of Occlusion in the Dental Implant and Peri-implant Condition: A Review. *Open Dent J* 10, 594–601 (2016).
89. Krishnan, V., Tony Thomas, C. & Sabu, I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. *J Indian Prosthodont Soc* 14, 208–14 (2014).
90. Jung, R. E. *et al.* A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 19, 119–130 (2008).
91. Bagegni, A., Abou-Ayash, S., Rücker, G., Algarny, A. & Att, W. The influence of prosthetic material on implant and prosthetic survival of implant-supported fixed complete dentures: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res* 63, 251–265 (2019).
92. Eraslan, R., Colpak, E., Kilic, K. & Polat, Z. Biomechanical Properties and Biocompatibility of Implant-Supported Full Arch Fixed Prosthesis Substructural Materials. *Niger J Clin Pract* 24, 1373–1379 (2021).
93. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. K. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 90, 31–41 (2003).
94. Lucchetti, M. C. *et al.* Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent* 114, 602–608 (2015).
95. Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K. & Charlton, D. G. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics* 18, 188–194 (2009).
96. Venkatesh, K. V. & Nandini, V. V. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc* 13, 389–92 (2013).
97. Korkmaz, C. Tam Seramiklerin Diş Hekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 8, (2015).
98. Li, R. W. K., Chow, T. W. & Matinlinna, J. P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res* 58, 208–216 (2014).

99. Denry, I. & Holloway, J. A. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 3, 351–368 (2010).
100. Bajraktarova-Valjakova, E. *et al.* Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci* 6, 1742–1755 (2018).
101. Shi, H. Y. *et al.* Overview of Several Typical Ceramic Materials for Restorative Dentistry. *Biomed Res Int* 2022, 8451445 (2022).
102. McLaren, E. A. & LeSage, B. Feldspathic veneers: what are their indications? *Compend Contin Educ Dent* 32, 44–9 (2011).
103. Bajraktarova-Valjakova, E. *et al.* Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci* 6, 1742–1755 (2018).
104. Pinto, H. *et al.* Surface and bulk residual stresses in $\text{Li}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2$ glass–ceramics. *J Non Cryst Solids* 353, 2307–2317 (2007).
105. Reddy, N. S., Sreenivasulu, D. & Bekkem, D. Lithium Disilicate Ceramics in Prosthodontics: Unveiling Innovations, Current Trends, and Future Horizons. *International Journal of Dental Materials* 05, (2023).
106. Lindner, S., Frasheri, I., Hickel, R., Crispin, A. & Kessler, A. Retrospective clinical study on the performance and aesthetic outcome of pressed lithium disilicate restorations in posterior teeth up to 8.3 years. *Clin Oral Investig* 27, 7383–7393 (2023).
107. Kern, M., Sasse, M. & Wolfart, S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association* 143, 234–240 (2012).
108. Schmitter, M. *et al.* Ceramic Crowns and Sleep Bruxism: First Results from a Randomized Trial. *J Clin Med* 12, (2022).
109. Piconi, C. & Maccauro, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20, 1–25 (1999).
110. Nistor, L. *et al.* Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. *Curr Health Sci J* 45, 28–35 (2019).
111. Zhang, Y. & Lawn, B. R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 97, 140–147 (2018).
112. Talibi, M., Kaur, K. & Parmar, H. Do you know your ceramics? Part 5: zirconia. *Br Dent J* 232, 311–316 (2022).
113. Daou, E. E. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J* 8, 33–42 (2014).
114. Rittidech, A., Somrit, R. & Tunkasiri, T. Effect of adding Y_2O_3 on structural and mechanical properties of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{--ZrO}_2$ ceramics. *Ceram Int* 39, S433–S436 (2013).
115. Denry, I. & Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24, 299–307 (2008).
116. Sailer, I. *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 29, 184–198 (2018).
117. Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G. & Sorrentino, R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health* 19, 134 (2019).

118. Pjetursson, B. E. *et al.* A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 32, 254–288 (2021).
119. Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N. & Bonfante, E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 28, 227–235 (2016).
120. Rabel, K., Spies, B. C., Pieralli, S., Vach, K. & Kohal, R. The clinical performance of all-ceramic implant-supported single crowns: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 29, 196–223 (2018).
121. Buser, D., Sennerby, L. & De Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000* 73, 7–21 (2017).
122. Heitz-Mayfield, L. J. A. & Salvi, G. E. Peri-implant mucositis. *J Periodontol* 89, (2018).
123. Berglundh, T. *et al.* Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol* 45, (2018).
124. Berglundh, T., Persson, L. & Klinge, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29, 197–212 (2002).
125. Aglietta, M. *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 20, 441–451 (2009).
126. Montecvecchi, M., Valeriani, L., Salvadori, M. F., Stefanini, M. & Zucchelli, G. Excess cement and peri-implant disease: A cross-sectional clinical endoscopic study. *J Periodontol* 96, 965–973 (2025).
127. Wadhvani, C., Rapoport, D., La Rosa, S., Hess, T. & Kretschmar, S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: A clinical report. *J Prosthet Dent* 107, 151–157 (2012).
128. Reda, R. *et al.* A Systematic Review of Cementation Techniques to Minimize Cement Excess in Cement-Retained Implant Restorations. *Methods Protoc* 5, (2022).
129. Lang, N. P. *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15, 643–653 (2004).
130. Saleh Saber, F. *et al.* Effect of Abutment Height on Retention of Single Cement-retained, Wide- and Narrow-platform Implant-supported Restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 6, 98–102 (2012).
131. Bishti, S., Siouri, J., Wolfart, S. & Tuna, T. Retention Forces of Implant-Supported Single Crowns and Fixed Dental Prostheses after Cementation: An In-Vitro Study. *Oral* 2, 29–40 (2022).
132. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N. & George, R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *J Investig Clin Dent* 8, (2017).

133. Mandal, N. B. *et al.* The Prosthetic Complications and the Survival of the Implant-Fixed Complete Dental Prostheses: An Original Study. *J Pharm Bioallied Sci* 14, S301–S303 (2022).
134. Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M. & Pjetursson, B. E. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000* 88, 130–144 (2022).
135. Xia, D., Lin, H., Yuan, S., Bai, W. & Zheng, G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng* 24, 2143–2149 (2014).
136. Vinhas, A. S. *et al.* Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *Int J Environ Res Public Health* 17, 8685 (2020).
137. Fernández-Asián, I., Torres-Lagares, D., Serrera-Figallo, M.-Á. & Gutiérrez-Pérez, J.-L. Relationship Between Implant Connection and Implant Fracture: Systematic Review. *Bioengineering* 12, 333 (2025).
138. Gehrke, S. A., Dedavid, B. A. & Prados-Frutos, J. C. Effects of different switched or not-switched implant and abutment platform designs and marginal bone loss on fracture strength: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 128, 55–62 (2022).
139. Duygu, G., Özkurt, Z., Şençift, K. & Kazazoğlu, E. İmplant destekli sabit ve hareketli protezlerde implant kırığı komplikasyonu: 2 olgu sunumu. *Cumhuriyet Dental Journal* 16, (2013).
140. Hämmerle, C. H. F. & Tarnow, D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. *J Periodontol* 89, (2018).
141. Naeini, E. N., Atashkadeh, M., Jacquet, W., D’Haese, J. & De Bruyn, H. Incidence of Peri-Implantitis, Technical and Biological Complications of Single Implants Placed with Flap or Flapless Surgery—A 10–12-Year Case-Series. *J Clin Med* 12, 3668 (2023).
142. Ramanauskaite, A. & Sader, R. Esthetic complications in implant dentistry. *Periodontol 2000* 88, 73–85 (2022).
143. Heydecke, G., McFarland, D. H., Feine, J. S. & Lund, J. P. Speech with Maxillary Implant Prostheses: Ratings of Articulation. *J Dent Res* 83, 236–240 (2004).
144. Zhang, Y., Sailer, I. & Lawn, B. R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent* 41, 1135–47 (2013).
145. Khatib, S. F. *et al.* Indications, Clinical Success and Failure Rate of All-Ceramic Restorations. *Journal Of Healthcare Sciences* 04, 912–917 (2024).
146. Bhowmick, S., Meléndez-Martínez, J. J., Zhang, Y. & Lawn, B. R. Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading. *Acta Mater* 55, 2479–2488 (2007).
147. Rekow, E. D. *et al.* Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. *J Dent Res* 90, 937–952 (2011).
148. Zhang, Y., Kim, J.-W., Bhowmick, S., Thompson, V. P. & Rekow, E. D. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 88, 402–11 (2009).
149. Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A. & Steiner, M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials* 27, e10–e19 (2011).

150. Wiskott, H. W., Nicholls, J. I. & Belser, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 8, 105–16 (1995).
151. Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105, 97–116 (1997).
152. DELONG, R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials* 22, 702–711 (2006).
153. Gale, M. S. & Darvell, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27, 89–99 (1999).
154. Morresi, A. L. *et al.* Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 29, 295–308 (2014).
155. Borba, M. *et al.* Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dental Materials* 32, 1536–1542 (2016).
156. Lee, T., Lee, S., Her, S., Chang, W. & Lim, B. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100B, 1334–1343 (2012).
157. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. J. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res* 62, 65–74 (2018).
158. Nikaido, T. *et al.* Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials* 18, 269–275 (2002).
159. Bedran-de-Castro, A. K. B., Pereira, P. N. R., Pimenta, L. A. F. & Thompson, J. Y. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent* 6, 221–6 (2004).
160. Sakaguchi, R. L. ., Ferracane, J. L. . & Powers, J. M. . *Craig's Restorative Dental Materials*. (Elsevier, 2019).
161. Nawafleh, N., Hatamleh, M., Elshiyab, S. & Mack, F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics* 25, 116–126 (2016).
162. Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G. & Corona, S. A. M. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 19, 340–353 (2007).
163. de Oliveira, D. C. R. S. *et al.* Effect of Different In Vitro Aging Methods on Color Stability of a Dental Resin-Based Composite Using and 2000 Color-Difference Formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27, 322–330 (2015).
164. De Munck, J. *et al.* A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84, 118–132 (2005).
165. Yalçın Çetin, G. & Nalbant, A. D. Fiber-Reinforced Resin-Bonded Fixed Partial Dentures and Application Methods. *Current Research in Dental Sciences* 34, 66–71 (2024).
166. Kelly, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81, 652–661 (1999).
167. Scherrer, S. S. *et al.* ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dental Materials* 33, 599–620 (2017).

168. Noort, R. van. & Barbour, M. E.. *Introduction to Dental Materials*. (Mosby Elsevier, 2015).
169. Geng, J.-P., Tan, K. B. C. & Liu, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 85, 585–598 (2001).
170. Ilie, N. & Hickel, R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 13, 427–438 (2009).
171. O'Brien, W. J. . *Dental Materials and Their Selection*. (Quintessence Pub. Co., 2002).
172. Sultan, S. E. S., Almuhyi, N. H. S., Alzabni, K. M. & Alruwaili, R. H. Q. In Vitro Assessment of the Fracture Resistance of Different Prosthodontic Materials for Fixed Dental Prostheses. *J Pharm Bioallied Sci* 16, S2476–S2478 (2024).
173. Kelly, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81, 652–661 (1999).
174. Craig, R. G. & Peyton, F. A. Elastic and Mechanical Properties of Human Dentin. *J Dent Res* 37, 710–718 (1958).
175. Zeng, K., Odén, A. & Rowcliffe, D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 9, 434–9 (1996).
176. Alnafaiy, S. M. *et al.* Evaluation of Shear Bond Strength and Failure Modes of Lithium Disilicate Ceramic Veneering Material to Different High-Performance Polymers. *Polymers (Basel)* 17, 554 (2025).
177. Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. J. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res* 60, 265–273 (2016).
178. Özcan, M. & Vallittu, P. K. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 19, 725–731 (2003).
179. Scherrer, S. S., Cesar, P. F. & Swain, M. V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials* 26, (2010).
180. Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. & Carvalho, R. M. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials* 11, 117–125 (1995).
181. Al-Quran, F. A., Al-Ghalayini, R. F. & Al-Zu'bi, B. N. Single-tooth replacement: factors affecting different prosthetic treatment modalities. *BMC Oral Health* 11, 34 (2011).
182. Avila-Ortiz, G., Elangovan, S., Kramer, K. W. O., Blanchette, D. & Dawson, D. V. Effect of Alveolar Ridge Preservation after Tooth Extraction. *J Dent Res* 93, 950–958 (2014).
183. Ekfeldt, A., Fürst, B. & Carlsson, G. E. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 22, 1308–1314 (2011).
184. Scheller, H. *et al.* A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 212–8 (1998).
185. Ganz, S. D. An implant restoration as the primary treatment alternative replacing a maxillary first bicuspid tooth. *Implant Soc* 3, 2–5 (1992).
186. Lopes, A. C. de O. *et al.* The Effect of CAD/CAM Crown Material and Cement Type on Retention to Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics* 28, (2019).

187. Reda, R. *et al.* A Systematic Review of Cementation Techniques to Minimize Cement Excess in Cement-Retained Implant Restorations. *Methods Protoc* 5, 9 (2022).
188. Staubli, N., Walter, C., Schmidt, J. C., Weiger, R. & Zitzmann, N. U. Excess cement and the risk of peri-implant disease – a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 28, 1278–1290 (2017).
189. Kraus, R. D. *et al.* A 7.5-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained one-piece zirconia-based implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 35, 1669–1675 (2024).
190. Moreno, A. L. de M., Dos Santos, D. M., Bertoz, A. P. de M. & Goiato, M. C. Abutment on Titanium-Base Hybrid Implant: A Literature Review. *Eur J Dent* 17, 261–269 (2023).
191. Silva, C. E. P. *et al.* Effect of CAD/CAM Abutment Height and Cement Type on the Retention of Zirconia Crowns. *Implant Dent* 27, 582–587 (2018).
192. Al-Thobity, A. M. Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent* 16, 49–55 (2022).
193. Zhao, K. *et al.* Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dental Materials* 30, 164–171 (2014).
194. Anitua, E., Flores, C., Piñas, L. & Alkhraisat, M. H. Frequency of Technical Complications in Fixed Implant Prosthesis: The Effect of Prosthesis Screw Emergence Correction by Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing. *Journal of Oral Implantology* 44, 427–431 (2018).
195. Kim, J. H., Lee, S.-J., Park, J. S. & Ryu, J. J. Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. *Implant Dent* 22, 66–70 (2013).
196. Gseibat, M. *et al.* Performance of posterior third-generation monolithic zirconia crowns in a complete digital workflow: A three-year prospective clinical study. *J Dent Sci* 19, 871–877 (2024).
197. Kim, W., Li, X. C. & Bidra, A. S. Clinical outcomes of implant-supported monolithic zirconia crowns and fixed partial dentures: A systematic review. *Journal of Prosthodontics* 32, 102–107 (2023).
198. Munoz, A., Zhao, Z., Paolone, G., Louca, C. & Vichi, A. Flexural Strength of CAD/CAM Lithium-Based Silicate Glass–Ceramics: A Narrative Review. *Materials* 16, 4398 (2023).
199. Nawafleh, N., Elshiyab, S., Öchsner, A. & George, R. In Vitro Fatigue and Fracture Load of Monolithic Ceramic Crowns Supported by Hybrid Abutment. *Open Dent J* 15, 664–671 (2021).
200. Sudharson, N. A., Bali, P., Thomas, P. M., Kurian, N. & Varghese, K. G. Clinical Performance and Survival Outcomes of Milled Versus Pressed Lithium Disilicate Veneers: A Systematic Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*
201. Gierthmuehlen, P., Berger, L. & Spitznagel, F. Monolithic Screw-Retained Lithium Disilicate Implant Crowns: Preliminary Data of a Prospective Cohort Study. *Int J Prosthodont* 33, 272–276 (2020).
202. Spitznagel, F. A., Bonfante, E. A., Vollmer, F. & Gierthmuehlen, P. C. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns

- Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. *Journal of Prosthodontics* 31, 136–146 (2022).
203. Zhang, Y., Yu, P. & Yu, H. Stress distribution and microgap formation in angulated zirconia abutments with a titanium base in narrow diameter implants: finite element analysis. *Int J Numer Method Biomed Eng* 38, (2022).
 204. Misch, C. E. *et al.* Consensus Conference Panel Report: Crown-Height Space Guidelines for Implant Dentistry—Part 1. *Implant Dent* 14, 312–321 (2005).
 205. Opler, R., Wadhwani, C. & Chung, K.-H. The effect of screwdriver angle variation on the off-axis implant abutment system and hexalobular screw. *J Prosthet Dent* 123, 524–528 (2020).
 206. Swamidass, R. S., Kan, J. Y. K., Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J. & Lozada, J. Abutment screw torque changes with straight and angled screw-access channels. *J Prosthet Dent* 125, 675–681 (2021).
 207. Zortürk, M., Yağcı, F., Kılınç, H. İ., Gümüş, Ö. & Ağuloğlu, S. Üç Farklı Siman Ajanının Turkom Ceratm Tam Seramik Kronların Vertikal Kırılma Direnci Üzerine etkisi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 18, 47–52 (2008).
 208. Peterson, I. M., Wuttiaphan, S., Lawn, B. R. & Kenneth Chyung. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dental Materials* 14, 80–89 (1998).
 209. Eli, L., Bar-Tat, Y. & Kostovetzki, I. At First Glance: Social Meanings of Dental Appearance. *J Public Health Dent* 61, 150–154 (2001).
 210. Newton, J. T. & Bower, E. J. The social determinants of oral health: new approaches to conceptualizing and researching complex causal networks. *Community Dent Oral Epidemiol* 33, 25–34 (2005).
 211. Goyal, N. Traumatic Dental Injuries Prevalence and their Impact on Self-esteem among Adolescents in India: A Comparative Study. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*
 212. Mahmoodi, B. *et al.* Traumatic dental injuries in a university hospital: a four-year retrospective study. *BMC Oral Health* 15, 139 (2015).
 213. El-Beialy, A. R., El-Ashmawi, N. A. & Abd El-Ghafor, M. Canine root/cortical bone relation (CRCR) and the orthodontic tooth movement. *Sci Rep* 12, 10714 (2022).
 214. Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J. R. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 33, 380–386 (2006).
 215. Jordan, R. E., Abrams, Leonard. & Kraus, B. S. . *Kraus' Dental Anatomy and Occlusion*. (Mosby Year Book, 1992).
 216. Nissan, J. *et al.* The Effect of Crown/Implant Ratio and Crown Height Space on Stress Distribution in Unsplinted Implant Supporting Restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69, 1934–1939 (2011).
 217. Nissan, J. *et al.* The Effect of Crown/Implant Ratio and Crown Height Space on Stress Distribution in Unsplinted Implant Supporting Restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69, 1934–1939 (2011).
 218. Zahoui, A. *et al.* Cementation Protocol for Bonding Zirconia Crowns to Titanium Base CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont* 33, 527–535 (2020).
 219. Khaledi, A. A., Shalileh, S., Hejazi, M. & Giti, R. Influence of screw channel angulation on reverse torque value and fracture resistance in monolithic zirconia

- restorations after thermomechanical cycling: an in-vitro study. *BMC Oral Health* 24, 389 (2024).
220. Doğan A & Doğan O.M. *Dental Morfoloji*. (Ankara, 2000).
 221. Elsayed, A., Farrag, G., Chaar, M., Abdelnabi, N. & Kern, M. Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont* 32, 91–96 (2018).
 222. Donmez, M. B., Diken Turksayar, A. A., Olcay, E. O. & Sahmali, S. M. Fracture Resistance of Single-Unit Implant-Supported Crowns: Effects of Prosthetic Design and Restorative Material. *Journal of Prosthodontics* 31, 348–355 (2022).
 223. Seydler, B., Rues, S., Müller, D. & Schmitter, M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig* 18, 1165–1171 (2014).
 224. Shadid, R. How Much is Stable the Bonding of CAD-CAM Implant-Supported All-Ceramic Restorations to Titanium Bases Clinically? A Systematic Review. *Clin Cosmet Investig Dent* Volume 17, 181–200 (2025).
 225. Kirilova, J., Iliev, G. V., Yantcheva, S., Deliverska, E. & Petrova, V. Shear Bond Strength of Self-Adhesive and Self-Etching Resin Cements to Dentin for Indirect Restorations. *J Funct Biomater* 16, 289 (2025).
 226. Lee, H., Young Kim, R. J. & Seo, D.-G. Shear bond strength of dual-cured resin cements on zirconia: The light-blocking effect of a zirconia crown. *J Dent Sci* 19, 162–168 (2024).
 227. Li, X. *et al.* Different surface treatments and adhesive monomers for zirconia-resin bonds: A systematic review and network meta-analysis. *Japanese Dental Science Review* 60, 175–189 (2024).
 228. Moravej-Salehi, E., Moravej-Salehi, E. & Valian, A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent* 7, 347–354 (2016).
 229. Khan, A. A., Al Kheraif, A. A. A., Jamaluddin, S., Elsharawy, M. & Divakar, D. D. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Reveiw. *J Adhes Dent* 19, 7–19 (2017).
 230. de Mello, C. C. *et al.* The Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Veneer Ceramic: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Prosthodontics* 27, 624–635 (2018).
 231. Conner, C. *et al.* Surface Evaluation of a Novel Acid-Etching Solution for Zirconia and Lithium Disilicate. *Materials* 18, 2912 (2025).
 232. Blatz, M. B. *et al.* In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig* 14, 187–192 (2010).
 233. Al-Wahadni, A. M., Hussey, D. L., Grey, N. & Hatamleh, M. M. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 10, 51–8 (2009).
 234. Alrabeah, G. *et al.* Impact of various surface treatments on the shear bond strength between lithium disilicate ceramics and resin cement. *Front Mater* 11, (2024).

235. Heboyan, A. *et al.* Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules* 28, (2023).
236. Pinto, P., Carvalho, Ó., Ferreira, R., Madeira, S. & Silva, F. S. Influence of Applied Pressure and Thickness Variation on the Bond Strength Between 3Y TZPZirconia and Self-Adhesive Resin Cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 113, (2025).
237. Gomes, R. S., Bergamo, E. T. P., Bordin, D. & Del Bel Cury, A. A. The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. *Materials Science and Engineering: C* 75, 50–54 (2017).
238. Garcia-Hammaker, S., Saglik, B., Sierralta, M. & Razzoog, M. Influence of Screw Channel Angulation on the Fracture Resistance of Zirconia Abutments: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics* 30, 329–334 (2021).
239. Wolf, D., Bindl, A., Schmidlin, P. R., Lüthy, H. & Mörmann, W. H. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23, 609–17 (2008).
240. Burstein, A. H. & Wright, T. M. *Fundamentals of Orthopaedic Biomechanics*. (Williams & Wilkins, 1994).
241. Att, W., Kurun, S., Gerds, T. & Strub, J. R. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 95, 111–116 (2006).
242. Szczesio-Wlodarczyk, A. *et al.* The First Step in Standardizing an Artificial Aging Protocol for Dental Composites—Evaluation of Basic Protocols. *Molecules* 27, 3511 (2022).
243. Sahebi, S., Giti, R. & Sherafati, A. The effect of aging on the fracture resistance of different types of screw-cement-retained implant-supported zirconia-based restorations. 17, e0270527 (2022).
244. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Öchsner, A. & George, R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont* 10, 65 (2018).
245. Griggs, J. A. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am* 51, 713–727 (2007).
246. Kelly, J. & Benetti, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 56, 84–96 (2011).
247. Liebermann, A., Langwieder, B., Brauneis, M., Eichberger, M. & Stawarczyk, B. Impact of thermocycling on mechanical properties and discoloration of veneering composite resins after storage in various staining media. *J Prosthet Dent* 125, 940–945 (2021).
248. Liebermann, A., Langwieder, B., Brauneis, M., Eichberger, M. & Stawarczyk, B. Impact of thermocycling on mechanical properties and discoloration of veneering composite resins after storage in various staining media. *J Prosthet Dent* 125, 940–945 (2021).
249. Rosentritt, M., Hagemann, A., Hahnel, S., Behr, M. & Preis, V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent* 42, 1019–1026 (2014).
250. Kim, J. S. *et al.* In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent* 109, 255–263 (2013).

251. Nagarsekar, A. & Aras, M. Role of anterior guidance in esthetic and functional rehabilitation. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 8, 225 (2008).
252. Sheen, C.-Y., Dong, J.-K., Brantley, W. A. & Han, D. S. A study of fracture loads and fracture characteristics of teeth. *J Adv Prosthodont* 11, 187–192 (2019).
253. Martín-Ortega, N. *et al.* Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *J Prosthet Dent* 127, 267–274 (2022).
254. Watanabe, M., Hattori, Y. & Satoh, C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int Congr Ser* 1284, 21–27 (2005).
255. Jang, Y.-S. *et al.* Effects of Liner-Bonding of Implant-Supported Glass–Ceramic Crown to Zirconia Abutment on Bond Strength and Fracture Resistance. *Materials* 12, 2798 (2019).
256. Strub, J. R. & Beschnidt, S. M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 11, 602–9 (1998).
257. Yoshinari, M. & Dérand, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7, 329–38 (1994).
258. Chun, Y.-H. P. *et al.* Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. *J Adhes Dent* 12, 45–54 (2010).
259. Lee, S. J., Cheong, C. W., Wright, R. F. & Chang, B. M. Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *J Prosthodont* 23, 112–6 (2014).
260. Campos, R. E. *et al.* In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont* 20, 447–55 (2011).
261. Wegner, S. M., Gerdes, W. & Kern, M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 15, 267–72 (2002).
262. Souza, J. C. M. *et al.* Surface modification of zirconia or lithium disilicate-reinforced glass ceramic by laser texturing to increase the adhesion of prosthetic surfaces to resin cements: an integrative review. *Clin Oral Investig* 27, 3331–3345 (2023).
263. Helal, E. *et al.* Influence of straight versus angulated screw channel titanium bases on failure loads of two-piece ceramic and titanium implants restored with screw-retained monolithic crowns: An in-vitro study. *Clin Oral Implants Res* 34, 1217–1229 (2023).
264. Drew, A., Randi, A., DiPede, L. & Luke, A. Fracture Strength of Implant Screw-Retained All-Ceramic Crowns with the Use of the Angulated Screw Channel: A Pilot Study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 40, 245–252 (2020).
265. Elsayed, A., Farrag, G., Chaar, M., Abdelnabi, N. & Kern, M. Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont* 32, 91–96 (2018).
266. Nawafleh, N., Elshiyab, S., Öchsner, A. & George, R. In Vitro Fatigue and Fracture Load of Monolithic Ceramic Crowns Supported by Hybrid Abutment. *Open Dent J* 15, 664–671 (2021).

267. Iliev, G., Vasileva, R., Kirov, D., Deliverska, E. & Kirilova, J. Mechanical Resistance of Different Dental Ceramics and Composite, Milled, or Printed Materials: A Laboratory Study. *Applied Sciences* 14, 11129 (2024).
268. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Walsh, L. & George, R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *J Invest Clin Dent* 9, (2018).
269. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Öchsner, A. & George, R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont* 10, 65 (2018).
270. Zhao, K. *et al.* Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dental Materials* 30, 164–171 (2014).
271. Silva, N. R. F. A. *et al.* Reliability of Reduced-thickness and Thinly Veneered Lithium Disilicate Crowns. *J Dent Res* 91, 305–310 (2012).
272. Wei, C., Saglik, B., Sung Hsieh, H. H. & Guram, P. S. J. Effects of screw channel angulation on the fracture resistance of one-piece zirconia crown with titanium base. *Journal of Prosthodontics* 34, 167–173 (2025).
273. Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G. & Tartaglia, G. M. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32, 451–457 (2004).
274. Gibbs, C. H., Anusavice, K. J., Young, H. M., Jones, J. S. & Esquivel-Upshaw, J. F. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: A pilot study. *J Prosthet Dent* 88, 498–502 (2002).

10. ÖZGEÇMİŞ

Bedia GÖKTEN UÇAR 03.09.1997 tarihinde Adana’da doğdu. İlk,orta ve lise öğrenimini Adana’da tamamladı.2016 yılında girdiği İstanbul Yenyüzyıl Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2021 yılında yüksek onur derecesi alarak mezun oldu.2022 yılında İzmir Katip Çelebi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitime başladı. O tarihten itibaren aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmakta ve uzmanlık eğitime devam etmektedir.

Katıldığı Kongre/Kurs

- 4.Genç EDAD Sempozyumu,9-10 Mart 2018, İzmir,Türkiye
- İzmir Dişhekimleri Odası 29. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 4-6 Kasım 2022, İzmir, Türkiye.
- European Prosthodontic Association EPA,14-16 Eylül 2023, Vilnius,Litvanya.

Sözlü Bildiriler:

- Çölgeçen Ö, Gökten B. Titanium Surface Roughness After Brushing with Activated Charcoal Toothpaste, European Prosthodontic Association EPA,14-16 Eylül 2023, Vilnius,Litvanya.