



T.C.

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD-CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN İMPLANT ÜSTÜ KÖPRÜ
RESTORASYONLARDA BÜKÜLME VE KIRILMA DAYANIMINA KONNEKTÖR
TASARIMININ ETKİSİ**

Beste ÇETİN
UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ

Gaziantep

2023



T.C.

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD-CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN İMPLANT ÜSTÜ KÖPRÜ
RESTORASYONLARDA BÜKÜLME VE KIRILMA DAYANIMINA KONNEKTÖR
TASARIMININ ETKİSİ**

Beste ÇETİN
UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ

Gaziantep

2023

T.C.
GAZIANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
CAD-CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN İMPLANT ÜSTÜ KÖPRÜ
RESTORASYONLARDA BÜKÜLME VE KIRILMA DAYANIMINA
KONNEKTÖR TASARIMININ ETKİSİ

Beste Çetin
13.07.2023

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez çalışmasının bir “Diş Hekimliğinde Uzmanlık” derecesi için uygun ve yeterli olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Diş Hekimliğinde Uzmanlık” tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ
Tez Danışmanı
İmza

Tez Jürisi

Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ

Doç. Dr. Nermin DEMİRKOL

Doç. Dr. Yılmaz Umut ASLAN

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin başından sonuna kadar tüm aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını bu çalışmadaki tüm bilgileri akademik ve etik şartlar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

13.07.2023

Dt. Beste Çetin



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince kişisel, klinik ve akademik anlamda bilgilerini benimle paylaşan ve beni her konuda destekleyip hatalarımda arkamda duran değerli hocam Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ'e,

Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan saygıdeğer hocalarıma, birlikte çalıştığımız sevgili asistan arkadaşlarıma ve özveriyle çalışan tüm personelimize,

Yollarımızın tesadüfen kesiştiği ve istatistik kısmında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Gaziantep Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde görev yapan çok kıymetli hocam Prof. Dr. Ahmet ERKLİĞ'e,

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden son gününe kadar dostluklarını ve akademik bilgilerini benden esirgemeyen çok değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Gamze BOLKAN GENÇ'e, Uzm. Dt. Veysel FİSTİKÇİ'ya, Uzm. Dt. Deniz DURU'ya ve Dt. Merve Sena EKİNCİ'ye,

Hayatımın her anında desteklerini bir an olsun bile üzerimden çekmeyen, karşılaştığım her zorluğa benimle birlikte göğüs geren, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, evlatları olmaktan her zaman gurur duyduğum ve duyacağım çok sevgili ve değerli aileme,

sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Gaziantep Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Komisyonu Başkanlığı tarafından DHF.UT.22.10 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İçindekiler Tablosu

1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihsel Gelişimi	5
2.2. Günümüzde Dental İmplantlar	6
2.2.1. Dental implant endikasyonları.....	7
2.2.2. Dental implant kontraendikasyonları	7
2.2.3. Dental implantların avantajları	8
2.2.4. Dental implantların dezavantajları.....	8
2.2.5. Dental implant çeşitleri	8
2.2.6. İmplant abutment çeşitleri	8
2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tarihi	12
2.4. CAD/CAM Sistemleri	14
2.4.1. CAD/CAM sistemlerinin komponentleri	14
2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	15
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	16
2.7. Dental Seramikler	16
2.7.1. Dental seramiklerin tarihi	16
2.7.2. Dental seramiklerin bileşimi.....	16
2.7.3. Tam seramik restorasyonlar	17
2.7.4. Tam seramik restorasyon sistemlerinin geleneksel sınıflandırılması	19
2.8. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler	22
2.8.1. Cam matriks seramikler (cam faz içeren)	22
2.8.2. Polikristalin seramikler (cam faz içermeyen)	22
2.8.3. Rezin matriks seramikler (porselen, cam, seramik ve cam-seramik içerebilen baskın olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer matriksler)	22
2.9. Çalışmada kullanılacak seramikler	30
2.9.1. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	30
2.9.2. VITA YZ ST (VITA Zahnfabrik, Germany).....	32
2.10. Çalışmada kullanılacak mekanik testler	33

2.10.1. Kırma testi	34
2.10.2. Bükme testleri (Bending)	34
2.11. Çalışmada kullanılacak geçici rezin siman	37
3. MATERYAL METOD	39
3.1. Araştırma Planı ve Yöntemi.....	40
3.1.1. Çalışma gruplarının oluşturulması	40
3.1.2. Örneklerin hazırlanması	41
3.1.3. Örneklerin Test Edilmesi.....	52
4. BULGULAR.....	55
4.1. İstatistiksel Analiz.....	55
4.2. Çalışma Sonrası Güç Analizi.....	55
4.3. Kırılma ve Bükülme Dayanım Testi Sonuçları	56
4.3.1. Monotolik zirkonya materyalinde konnektör kesit alanına göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi.....	57
4.3.2. Lityum disilikat materyalinde konnektör kesit alanına göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi.....	58
4.4. Kırık Tipleri ve Lokasyonları.....	61
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ.....	83
7. KAYNAKÇA	84
8. ÖZGEÇMİŞ.....	112

SİMGE VE KISALTMALAR

Ti-base	Titanium-Based
CAD/CAM	Computer aided design/Computer aided milling
ZrO₂	Zirkonyum oksit
Y₂O₃	Yitrium oksit
Al₂O₃	Alüminyum oksit
HfO₂	Hafniyum oksit
SiO₂	Silikon dioksit
Li₂O	Lityum oksit
K₂O	Potasyum oksit
P₂O₅	Fosfor pentoksit
ZnO	Çinko oksit
°C	Santigrat derece
MPa	Megapaskal
mm	Milimetre
dk	Dakika
Y-TZP	İtrium parsiyel stabilize zirkonyum
N	Newton
t →m	Tetragonal →Monolitik
FDP	Sabit bölümlü protez
LD	Lityum disilikat
T	Translucent
HT	High translucent
LT	Low translucent

ST Super translucent

XT Extra translucent

ISO Uluslararası Standart Organizasyonu

ANSI / ADA Amerikan Ulusal Standartları ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği



TABLO LİSTESİ

Tablo 1. CEREC*’teki önemli kilometre taşlarının gelişimi(46).....	13
Tablo 2. Farklı dental seramiklerin özellikleri(125).....	31
Tablo 3. VITA YZ ST’nin fiziksel özellikleri(127)	32
Tablo 4. VITA YZ ST’ in tasarım parametreleri(127)	33
Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyal listesi	39
Tablo 6. Çalışmada kullanılan cihaz listesi.....	40
Tablo 7. Çalışma Grupları.....	41
Tablo 8. Monolitik zirkonya örneklerin konnektör kesit alanına göre mekanik test sonuçlarının istatistiksel analizi	57
Tablo 9. Lityum disilikat örneklerin konnektör kesit alanına göre mekanik test sonuçlarının istatistiksel analizi	58
Tablo 10. Konnektör kesit alanı eşit (12 mm ²) olan örneklerde materyale göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi.....	59
Tablo 11. Ambre’nin kırık tipleri sınıflaması	61
Tablo 12. Monolitik zirkonya köprülerde konnektör tasarımına göre kırık tiplerinin dağılımı.....	62
Tablo 13. Lityum disilikat köprülerde konnektör tasarımına göre kırık tiplerinin dağılımı	62
Tablo 14. Kırıkların meydana geldiği bölgeye göre sınıflandırma	63

RESİM LİSTESİ

Resim 1. Güç analizi grafiği.....	40
Resim 2. Akrilik model elde edilmesi.....	41
Resim 3. Dayanakların paralelliğinin paralelometre ile kontrolü.....	42
Resim 4. Dayanaklar arası mesafenin dijital kumpas ile ölçümü.....	42
Resim 5. copaSKY uni.fit scan abutment takılı modelin tablaya sabitlenmesi sonrası pudralanmış görüntüsü	43
Resim 6. Modelin laboratuvar tipi tarayıcıya yerleştirildikten sonraki görüntüsü	43
Resim 7. Taranan modelin Exocad'deki görüntüleri	44
Resim 8. Dijital model üzerinde 9 mm ² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti	44
Resim 9. Dijital model üzerinde 12 mm ² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti	44
Resim 10. Dijital model üzerinde 15 mm ² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti.....	45
Resim 11. Dijital model üzerinde 16 mm ² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti	45
Resim 12. Dijital model üzerinde 20 mm ² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti	45
Resim 13. Çalışmada kullanılan porselen press fırını.....	46
Resim 14. e.max press ingotların pressleme değerleri.....	46
Resim 15. Çalışmada kullanılan laboratuvar tipi kazıyıcı	46
Resim 16. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya disk	47
Resim 17. Monolitik zirkonya diskin kazandıktan sonraki görüntüsü	47

Resim 18. Sinterizasyon için kullanılan fırın	48
Resim 19. Sinterizasyon sonrası monolitik zirkonya restorasyonlar (soldan sağa doğru 9 mm ² , 12 mm ² , 15 mm ² 'lik gruplar).....	48
Resim 20. Çalışmada kullanılan dental döküm reçinesi	49
Resim 21. Çalışmada kullanılan üç boyutlu yazıcı.....	49
Resim 22. Üç boyutlu yazıcıdan lityum disilikat köprü restorasyonların presslenmesi için basılan döküm reçineleri (soldan sağa doğru 12 mm ² , 16 mm ² , 20 mm ²)	49
Resim 23. Çalışmada kullanılan e.max Press ingot	50
Resim 24. Döküm reçinelerinin manşete alınması	50
Resim 25. e.max Press ingotun press fırınına alınması.....	50
Resim 26. Üretilen lityum disilikat esaslı köprü restorasyonlar (soldan sağa doğru 12 mm ² , 16 mm ² , 20 mm ² 'lik gruplar).....	51
Resim 27. Çalışmada kullanılan dual-cure geçici rezin siman.....	51
Resim 28. Geçici rezin simanın polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazı	52
Resim 29. Termal yaşlandırma cihazı.....	52
Resim 30. Universal test cihazı	53
Resim 31. Örnekler test edilmeden önce artikülasyon kağıdı ile çelik ucun seramikte temas ettiği noktanın kontrolü	53
Resim 32. 20 mm ² kesit alanına sahip örneklerin Exocad üzerinde ortalama eninin ve kalınlığının belirlenmesi	54
Resim 33. Çalışma sonrası güç analizine ilişkin ekran görüntüsü	55
Resim 34. Monolitik zirkonya örneklerde tespit edilen F1 kırıklar.....	62
Resim 35. Lityum disilikat örneklerde tespit edilen F1 kırıklar.....	62

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. IPS e.max Press'in farklı yöntemler kullanılarak ölçülen bükülme dayanım değerleri(125).....	31
Şekil 2. IPS e.max Press'in fiziksel özellikleri (125)	31
Şekil 3. 3 nokta bükme testinin düzeneği.....	35
Şekil 4. 4 nokta bükme testinin düzeneği.....	35
Şekil 5. Ring on ring bükme testinin düzeneği.....	36
Şekil 6. Ball on ring bükme testinin düzeneği.....	36
Şekil 7. Piston on three ball bükme testinin düzeneği	37
Şekil 8. Monolitik zirkonya köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen kırılma dayanım değerleri	60
Şekil 9. Lityum disilikat köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen kırılma dayanım değerleri.....	60
Şekil 10. Monolitik zirkonya köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen bükülme dayanım değerleri	60
Şekil 11. Lityum disilikat köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen bükülme dayanım değerleri	61
Şekil 12. Ambre'nin çalışmasına göre F1, F2 kırık tipleri.....	61

ÖZET

CAD-CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN İMPLANT ÜSTÜ KÖPRÜ RESTORASYONLARDA BÜKÜLME VE KIRILMA DAYANIMINA KONNEKTÖR TASARIMININ ETKİSİ

Beste ÇETİN

Uzmanlık Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez danışmanı: Doç. Dr. Özge PARLAR ÖZ

Ağustos 2023, 112 sayfa

Bu çalışmanın amacı ti-base dayanaklar üzerine CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen üç üyeli monolitik zirkonya (VITA YZ ST) ve lityum disilikat esaslı (e.max Press) restorasyonların farklı konnektör kesit alanlarındaki kırılma ve bükülme dayanımlarını in-vitro olarak araştırmaktır. 12 adet implant analogu ikiye ayrılarak akrilik modeller içine yerleştirildi. Analoglar üzerine ti-base dayanaklar torklandıktan sonra dijital ölçüleri alındı. Köprü dizaynı; maksiller kanin ve 2. premolar dayanak, 1. premolar ise gövde olacak şekilde planlandı. Toplam grupta 42 adet örnek hazırlandı ve materyal çeşidine göre 2 gruba (n=21) ayrıldı, sonrasında her grup konnektör kesit alanına göre 3 alt gruba ayrıldı (n=7) (monolitik zirkonya için 9 mm², 12 mm², 15 mm²; lityum disilikat için 12 mm², 16 mm², 20 mm²). Örnekler 5-55 °C sıcaklıkta 5000 döngü termal siklus uygulandı. Hazırlanan örnekler universal test cihazında kırılma dayanım testine tabi tutuldu. Sonuçlar formülize edilerek bükülme dayanım verilerine ulaşıldı. İki bağımsız grup arasında farklılık olup olmadığı Mann Whitney U, ikiden fazla bağımsız grup arasında farklılık olup olmadığı ise Kruskal Wallis Testi ile incelendi (p=0.05). Ortalama kırılma ve bükülme dayanım değerleri monolitik zirkonya örneklerde sırasıyla; 1207.21 N (9 mm²), 1594.59 N (12 mm²), 2074.67 N (15 mm²) ve 99.77 MPa (9 mm²), 107.16 MPa (12 mm²), 113.32 MPa (15 mm²), lityum disilikat esaslı örneklerde ise sırasıyla; 500.84 N (12 mm²), 685.75 N (16 mm²), 859.94 N (20 mm²) ve 33.66 MPa (12 mm²), 37.46 MPa (16 mm²), 37.61 MPa (20 mm²) bulunmuştur. Monolitik zirkonya materyalinin kırılma ve bükülme dayanımı lityum disilikat materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazladır (p<0,05). Sonuç olarak konnektör kesit alanının artması dayanımı anlamlı derecede arttırmaktadır (p<0,05). Posterior bölgede monolitik zirkonya köprüler kesinlikle tavsiye edilirken lityum disilikat köprüler de yeterli konnektör kesit alanına sahip ise tavsiye edilebilir.

Anahtar kelimeler: monolitik zirkonya, lityum disilikat, ti-base abutment, konnektör, dayanım

ABSTRACT

THE EFFECT OF CONNECTOR DESIGN ON FLEXURAL AND FRACTURE STRENGTH IN IMPLANT-SUPPORTED BRIDGE RESTORATIONS MANUFACTURED WITH CAD-CAM SYSTEM

Beste ÇETİN

Specialization Thesis, Department of Prosthodontics

Thesis advisor: Assoc. Dr. Özge PARLAR ÖZ

August 2023, 112 pages

The aim of this in-vitro study is to investigate the fracture and flexural strength of three-unit implant supported fixed dental prostheses (monolithic zirconia (VITA YZ ST) and lithium disilicate-based (e.max Press)) restorations at different connector cross-sectional area, produced on ti-base abutments using the CAD-CAM system. 12 implant analogues were placed in acrylic models in pairs. After the ti-base abutments were torqued on the analogs, their digital impressions were taken. Bridge design was planned; maxillary canine and 2nd premolar as abutment and 1st premolar as pontic. In the total group, 42 samples were manufactured and divided into 2 groups (n=21) according to the material type, then each group was divided into 3 subgroups (n=7) according to the connector cross-sectional area (9 mm², 12 mm², 15 mm² for monolithic zirconia; for lithium disilicate 12 mm², 16 mm², 20 mm²). A thermal cycle of 5000 cycles was applied to the samples at a temperature of 5-55 °C. Prepared specimens were subjected to fracture strength test at a universal test machine. The results were formulated and flexural strength data were obtained. Differences between two independent groups were analyzed using Mann Whitney U, and whether there was a difference between more than two independent groups using the Kruskal Wallis Test (p=0.05). Average fracture and flexural strength values in monolithic zirconia samples are respectively; 1207.21 N (9 mm²), 1594.59 N (12 mm²), 2074.67 N (15 mm²) and 99.77 MPa (9 mm²), 107.16 MPa (12 mm²), 113.32 MPa (15 mm²) in lithium disilicate based samples; 500.84 N (12 mm²), 685.75 N (16 mm²), 859.94 N (20 mm²) and 33.66 MPa (12 mm²), 37.46 MPa (16 mm²), 37.61 MPa (20 mm²). The fracture and flexural strength of monolithic zirconia material was statistically significantly higher than that of lithium disilicate material (p<0.05). As a result, increasing the connector cross-sectional area increases the strength significantly (p<0.05). In the posterior region, monolithic zirconia bridges are strongly recommended, while lithium disilicate bridges can be recommended if they have sufficient connector cross-sectional area.

Keywords: monolithic zirconia, lithium disilicate, ti-base abutment, connector, strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde eksik diş boşluklarının tedavisi için geleneksel diş destekli kron-köprü restorasyonların dışında dental implantlar da sıklıkla kullanılır hale gelmiştir. Dental implantların sağ kalım ve başarı oranının artması ile hastaların artan estetik beklentisi birleştiğinde oral implantolojinin protetik aşaması daha da önem kazanmaktadır. Direnci ve estetiği birleştiren metal destekli porselen restorasyonlar uzun süredir sabit protetik diş restorasyonları için referans prosedür olarak kabul edilse de metal alt yapı ve opak porselen, ışık geçişini engellediği için doğal dişlerin optik özelliklerini tam olarak taklit etme olasılığını azaltır.(1) Bu estetik sınırlamanın üstesinden gelmek için, günümüzde klinik olarak yeterli performansın bilimsel kanıtlarıyla desteklenen CAD/CAM teknolojisinin geliştirilmesi de dahil olmak üzere çeşitli metal içermeyen malzemeler ve teknikler kullanıma sunulmuştur.(2) Bu durum implant destekli sabit bölümlü protezlerde (FDP) de tam seramik restoratif materyallere olan yönelimi arttırmıştır. Ancak tam seramiklerin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği mekanik davranış ve kırılma direnci hala sorun teşkil etmektedir . (3)

Tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasına olanak sağlayan en büyük ilerleme, seramiklerin güçlendirilmesi ve yeni seramiklerin üretilmesidir. Alumina, zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina, magnezyum alumina spinel ve lityum disilikat içerikli alt yapı materyalleri ortaya çıkarılmıştır. Bu alt yapıların üzerine veneer porseleni uygulanması sonucunda estetik restorasyonlar elde edilebilmektedir.(4)

CEREC sistemi ve metal desteksiz restorasyonlar için farklı mekanik ve optik özelliklere sahip farklı malzemeler mevcuttur ve klinik kullanımla ilgili seçim kriterleri zorlayıcı olabilir.(5) Sabit bölümlü protezlerde yeni geliştirilen tam seramik sistemlerin klinik performanslarını değerlendirmek için yalnızca eğilme mukavemeti ya da kırılma dayanımı gibi fiziksel verilere güvenmek yetersiz görünmektedir.(6) Doğru bir seçim için uzun ömürlülük ve estetik ana parametreler olarak dikkate alınmalıdır.(5) Tercih edilen tam seramik restoratif materyaller içerisinde en popüler olanlar; lityum disilikat ve zirkonyum dioksittir. İmplant destekli restorasyonlarda materyal seçiminde lityum disilikat ve zirkonyum dioksit materyalinin sıkça tercih edilmesinin sebepleri arasında CAD/CAM sistemleri ile hızlı ve kolay üretilebilmesi, estetik ve optik özelliklerinin estetik bölgede kullanımı için uygun olması yer almaktadır. İki materyal de hem

monolitik restorasyon olarak hem de kor yapı olarak kullanılabilir. (7) Zirkonyum dioksitin transformasyon sertleşmesi sonrası mukavemetli olması ve porselen ilave edildikten sonra estetik olarak iyi sonuçlar verebilmesi bu materyali alt yapı materyali olarak tercih edilir hale gelmiştir. (8)

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) / bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojilerindeki gelişmeler ve bunların uygulama kolaylığı, modern protez diş hekimliği için yeni tedavi konseptlerinin geliştirilmesini sağlamıştır. CAD/CAM seramik restoratif sistemlerinin çeşitliliği, son derece estetik, biyouyumlu ve uzun ömürlü restorasyonlara yönelik artan talepleri karşılamak için sürekli olarak gelişmektedir. (9)



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

İmplant kelimesi Latince içerisinde anlamına gelen ‘in’ ve yerleştirme anlamına gelen ‘planto’ kelimelerinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur.(10)

Bilimsel anlamda implant, insan vücudundaki eksik bir parçayı restore ederek fonksiyon görmesini sağlamak amacıyla doku içerisinde yerleştirilen yapay materyaller olarak tanımlanır.(11)

Protez terimler sözlüğüne göre dental implantın tanımı; hareketli veya sabit protezlere destek ve retansiyon sağlama amacıyla çenelerde kemik içine ve/veya üzerine yerleştirilen materyal şeklinde açıklanmıştır.(12)

Eksik dişlerin yerine yenilerini koyabilme arayışı ile fonksiyonun önemi yerini korurken, estetik faktörlerin de önem kazanması, dental implantların hızlı bir gelişimine neden olmuştur.

Eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıkları dişlerin yerini alabilmesi için implantları üretmişlerdir. Bu implantlardan bazıları ölümden sonra bazıları da yaşam sırasında hastalara yerleştirilmiştir. İmplantlar, diğer hayvanların dişlerinden veya oyulmuş fildişinden yapılmıştır.(13,14)

Yirminci yüzyılın başlarında Greenfield altınla lehimlenmiş iridyumdan oluşan sepet tarzı bir endosseöz implant geliştirmiştir. İmplantın yerleştirileceği sahayı hazırlamak için trefan frez kullanıldıktan sonra sepet tarzında implant yerleştirilmiş ve sonrasında kron ile yüklenmiştir.(15)

1938'de Adams, pürüzsüz bir diş eti kısmı ve iyileşme dayanağı olan dişli silindirik bir implant geliştirmiş ve patentini almıştır. Nihai protetik parçanın tasarımı, overdenture protez için oluşturulmuş bilyeli ataşman şeklindeydi. Bu konsept, güncel birkaç implant üstü protez tasarımına çok benzerdir.(16)

İlk uzun süreli endosseöz implant (Krom-Kobalt-Molibden) Doktor Alvin Strock tarafından 1938'de yerleştirilmiştir.(17) Ölçü malzemelerinin gelişmesiyle birlikte dişsiz hastalara gelişmiş çiğneme fonksiyonunu kazandırabilmek amacıyla subperiostal implantlar geliştirilmiştir.(18) Dahl, subperiostal tasarımı maksilla ve mandibulayı restore etmek amacıyla kullanmıştır. Çerçevenin kemiğe oturmasından kaynaklanan mikroharekete ilave olarak diş eti çekilmesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılması daha modern çağda bu tür implantların daha fazla kullanılmamasına neden oldu. Şu anda öngörülebilirlik artışı ile kullanılan endosseöz implantlar, subperiosteal implantın yerini almıştır. 1970'lerin ortalarında transosteal implant tanımı ortaya atılmıştır. Bu implant türü mandibulanın anterioruna overdenture protezleri desteklemek amacıyla yerleştirilmiştir.(19)

1960'ların başında endosseöz implantlar farklı retansiyon şekillerinde dizayn edilmiştir. Dizaynların çoğu hem solid vidalar içeren hem de içi boş sepet tasarımı olan tek parça implantlardı. Bu implantlar kemikle implant arasında sıkı bir bağlantı oluşturamamıştır.(20)

1987'de bildirildiği üzere blade implantları başarılı olmuştur; ancak blade implantların öngörülebilirliği, entegre implantların tahmin edilebilirliğine ulaşamamıştır.(21) Blade implantların apikaldeki yerleşimi, sinir hasarlarına ve kemik kaybıyla birlikte diş eti çekilmesi gibi komplikasyonlara sebep olmuştur. Bununla birlikte kemiğe travmasız yerleştirilen bu tür implantların yıllar sonra bile işlevini sürdürdüğü görülmüştür.

Yirminci yüzyılın ortalarında Brånemark'ın osteointegrasyon terimini ortaya atması ile tam ve kısmi dişsizlik vakalarının tedavisinde, dental implantların kullanımı oldukça sık kullanılan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir .(22) Osteointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın doğrudan temas anlamına gelmektedir. (23)

2.2. Günümüzde Dental İmplantlar

Temel olarak bir implant ünitesi; hazırlanan kemik soketine yerleştirilen bir implant vidasından, implanta vidalanan bir dayanaktan (abutment) ve dayanak üzerine oturtulan protezden meydana gelir. İmplant materyali olarak, ticari saf titanyum veya titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) tercih edilmektedir. Titanyumun, biyouyumluluk, alerjik olmayışı,

dayanıklılık, kısmen düşük elastik modül, iyi şekil alabilirlik ve işlenebilirlik gibi önemli gereklilikleri karşılaması dental implant uygulamaları için altın standart olmasına sebebiyet vermiştir. (24)

Yıllar içinde, uzun süreli takiplere dayanarak, implant başarısı standart radyografiler, implant çevresi dokuların sağlığı, fonksiyonu, hasta konforu ve kemik kaybı ölçülerek değerlendirilmiştir. Protetik materyallerdeki gelişmeler ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) yaygınlaşması sonucu implant destekli protezler gelecekte de popüleritesini korumaya devam edecektir.

2.2.1. Dental implant endikasyonları

- Konvansiyonel yöntemlerle tedavi edilemeyecek hastalar (çenede aşırı atrofi varlığı, doğuştan ya da kaza sonucu oluşan kemik kusurları ya da tümör rezeksiyonundan sonra)
- Konvansiyonel tedavilere kıyasla kalan diş sert dokularının korunması daha avantajlı olan hastalar
- Geleneksel tedavilere göre daha iyi fonksiyonel sonuç elde edilecek hastalar(25)

Ayrıca hastanın uyumsuzluğu, bruksizm, yetersiz ağız hijyeni ve yetersiz kemik desteği bulunan hastalar, sigara-alkol kullanımı, kemoterapi gören hastalar ve bifosfonat kullanımı gibi etkenler implantların endikasyonlarını kısıtlamaktadır.

2.2.2. Dental implant kontraendikasyonları

- Olumsuz çene ilişkileri
- Radyoterapi, kemoterapi
- Tümör rezeksiyonundan önceki veya sonraki durum
- Dekompanse veya belirgin metabolizma; kalp ve dolaşım; karaciğer; böbrek; akciğer; kemik; veya bağ dokusu hastalıkları. (Özellikle bifosfonat kullanan hastalar)
- Bozulmuş bağışıklık ve hematolojik sistem.
- Nevrozlar veya psikozlar gibi zihinsel kontrendikasyonlar.
- Tamamlanmamış çene gelişimi.
- Hastanın estetik taleplerinin karşılanmaması(25)

2.2.3. Dental implantların avantajları

Konvansiyonel restorasyonlara kıyasla ,

- Sabit restorasyonlarda estetik ve fonksiyonel açısından hastaların doğal dişlerine yakındır.
- Retansiyon açısından güvenlidir.
- Kemiği korur.
- Tek diş boşluğuna sahip hastalarda komşu dişlerinin preparasyonunu gerektirmemektedir.
- Prognozu iyidir ve uzun ömürlüdür.(25)

2.2.4. Dental implantların dezavantajları

- Cerrahi işlem gerektirmesi
- Anestezi, insizyon, implant yuvası hazırlanması ve suture atılması gibi işlemler esnasında meydana gelebilecek komplikasyonlar
- İki aşamalı uygulanacak implantlarda iyileşme başlığının takılması esnasında gerekebilecek ikinci bir operasyon olması
- Konvansiyonel restorasyonlara kıyasla daha maliyetli olması
- Hastaların nihai protezlerine kavuşabilmesi için implantların osseointegrasyon süresi boyunca beklenmesi(25)

2.2.5. Dental implant çeşitleri

Diş hekimliğinde kullanılan implantlar kemik ile ilişkilerine göre 3 sınıfa ayrılır:

- Endosseoz yerleşimli implantlar (Kemiğin içerisine yerleştirilen),
- Transosteal-Transmandibular yerleşimli implantlar (Kemik boyunca uzanırlar),
- Subperiosteal yerleştirilen implantlar (Kemiğin üzerine yerleştirilen)(26)

2.2.6. İmplant abutment çeşitleri

Dental implantların, sabit veya hareketli protezi destekleyip tutuculuğunu sağlayan parçasına abutment (dayanak) denir.(27)

Dayanak seçimi; biyolojik, mekanik ve estetik açıdan yapılacak olan final restorasyonu etkilemektedir. Doğru dayanak seçimi; daha stabil, periodontal dokularla uyumlu ve estetik restorasyonların üretilebilmesi için kritik önem taşımaktadır.

Dayanak seçiminde dikkat edilmesi gerekenler; (28)

- İmplantın yerleşimi ve açısı
- İnteroklüzal mesafe
- Periodontal dokular
- Diş eti yüksekliği ve kalınlığı
- Protetik restorasyonun çeşidi
- Oklüzal yüklerin ideal bir şekilde dağılımı
- Kullanılacak olan dayanak materyali

Dayanak türleri farklı şekillerde sınıflandırılabilirler;

- İmplant dayanakları üretim şekline göre iki sınıfa ayrılır :
 - I. Prefabrik dayanaklar
 - II. Kişisel (custom) dayanaklar

2.2.6.1 Prefabrik dayanaklar

Hastaya özgü olmayan, fabrikasyon üretimi dayanaklardır. Stok dayanak olarak da adlandırılır. Düz açılı üretilebildiği gibi implantın yerleşiminden kaynaklı açılmalara tolere edebilmek adına çeşitli açılarda da üretilebilmektedir.(28)

İmplant yerleşiminin ve açılmasının ideal olmadığı durumlarda; estetik problemlerin yanı sıra gerekli retansiyon ve stabilitenin sağlanmasının da güç olacağı belirtilmiştir.(29) Prefabrik dayanaklar, hekim tarafından genellikle daha düşük maliyetli oldukları, hasta başında modifiye edilebildikleri ve ölçü alma işlemleri daha kolay olduğu için tercih edilirler.

2.2.6.2.Kişisel dayanaklar

Kişiyeye özgü dayanakların ilk tanımı 1988'de yapılmıştır.(30) Geleneksel olarak bu dayanaklar , üretim için spesifikasyona göre cilalanabilen ve metal alaşımdan dökülebilen plastik bir manşon veya altın bir silindirden oluşmaktadır. Bu dayanaklar, herhangi bir geleneksel döküm gibi hazırlanır, bitirilir ve parlatılır ve simante veya vida tutuculu restorasyonlar için tasarlanabilir.

Dental teknolojinin gelişmesiyle beraber dayanaklar artık dijital olarak tasarlanabilmekte ve her bir hasta için özel olarak tasarlanan dayanaklar da kişisel dayanak olarak sınıflandırılmaktadır.(31)

CAD-CAM sistemi kullanılarak dayanak üretimi için genellikle zirkonya veya titanyum bloklar tercih edilmektedir.(32)

Kişiyeye özel dayanaklar; yetersiz interoklüzal mesafe, implantın açılanma problemleri ve de ideal bir çıkış profili sağlamak için dişlerin ve yumuşak dokunun orijinal kesitlerinin taklit edilmesi gereken durumlarda tercih edilir. Kişiyeye özel dayanak üretimi, dikkatle yapılması gereken maliyetli bir laboratuvar işlemidir.(33)

- İmplant dayanakları üst yapının retansiyon şekline göre de iki sınıfa ayrılır:
 - I. Vida tutuculu dayanaklar
 - II. Simante dayanaklar

Bu tercih; interoklüzal mesafe, periodontal dokular, oklüzyon, estetik ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak yapılır.(34,35)

2.2.6.3. Vida tutuculu dayanaklar

Protetik üst yapı dayanağa vida ile sabitlenir. Yeterli interoklüzal mesafenin olmadığı durumlarda kullanılır. Vida tutuculu sistemlerde oklüzal dengenin dikkatli ayarlanması ve periyodik kontrollerinin hassasiyetle yapılması gerekir. Aksi takdirde dengesiz oklüzal kuvvetler vidada deformasyona hatta vidanın kırılmasına bile yol açabilir. Parafonksiyonel alışkanlıklar, brüksizm, protetik planlamanın yanlış yapılması, aşırı torklama, erken temaslar, metal yorgunluğu gibi sebepler vida kırılmasına sebep olabilir. Vida tutuculu restorasyonların posteriorda olduğu durumlarda anterior bölgeye göre daha fazla vida gevşemesiyle karşılaşmıştır. Bu yüzden özellikle posterior bölgede implant üzerine gelecek sentrik olmayan ve aşırı oklüzal kuvvetlerden kaçınmamız gerekmektedir.(36) Kontrol edilebilir olması bu sistemlerin en önemli avantajı olurken protetik üst yapıda pasif uyumu sağlama zorluğu ise en önemli dezavantajı olmaktadır.(28) Ayrıca ağız içinde posterior bölgede restorasyonun yerleşimi vidalı dayanaklarda zordur ve oklüzalde bulunan vida deliği görüntüsü estetik olarak sorun yaratabilmektedir. Vida tutuculu dayanaklar tüm dezavantajlarına rağmen hala birçok hekim için tercih edilen

retansiyon mekanizması olmaya devam etmektedir. En güncel vida tutuculu dayanak tasarımlarından biri 'Ti-base dayanaklar' dır.

2.2.6.3.a. Ti-base dayanaklar

Son zamanlarda, implant diş hekimliğinde implant destekli protezlerin daha kısa sürede hassas bir şekilde işlenmesini sağlamak için CAD/CAM sistemleri aracılığıyla dijital iş akışının kullanımı geliştirilmiştir. Ti-base dayanaklar, restorasyonların hızlı bir şekilde üretilmesini sağlamak için CAD/CAM sisteminde kaydedilen özel bir geometriye sahiptir.(37)

İmplantla bağlanan kısmın titanyum olmasından dolayı mekanik olarak dayanımının arttığı belirtilmiştir.(38) Bu titanyum türü sınıf 5 titanyum-alüminyum alaşımı olup saf titanyumdan farklı özellikler sergileyebilmektedir. Tipik olarak, Ti-base dayanağın retantif kısmının yüksekliği 4 ile 6 mm aralığında olmalıdır.(39) Uygulama ve üretim kolaylığı en önemli avantajlarından.(40)

Ti-base dayanaklar, simante ve vidalı dayanakların avantajlarını bir araya getirmektedir. Üst yapıda tasarlanabilen kişiye özgü çıkış profili sayesinde yumuşak dokunun nihai proteze adaptasyonu başarılı bir şekilde sonuçlanmaktadır. Seramik üst yapı, abutmenta model üzerinde simante edilebilmekte ve restorasyon tek parça halinde ağız içine taşınmaktadır. Dezavantajı ise implant çevresi yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu veya implantların derin yerleştirildiği olgularda ti-base dayanak boyunun retansiyonu sağlamak için yetersiz kalmasıdır. (41)

Son zamanlarda, açılı vida kanalı konseptine sahip Ti-base dayanaklar, bukkal veya labial açılı implant pozisyonunu kompanse etmek için üretilmiştir. Bu konseptin yararı, vida erişim kanalını linguale yönlendirerek vidalı restorasyonların üretimine izin vermesidir. Bu dayanakların düzeltilmiş açıları, implantların uzun eksenine göre 0 ile 30 derece arasında değişir.(37)

2.2.6.4. Simante dayanaklar

Protetik üst yapı dayanağa siman ile sabitlenir. Dayanak preparasyonu ve simantasyonu doğal diş destekli sabit protetik restorasyonlara benzerdir. (42) En önemli avantajları; üst yapıda pasif uyum sağlama kolaylığı, vida deliği görünmediği için vida tutuculu

dayanıklara göre estetiğin daha kolay sağlanması, düşük maliyet, daha az vida gevşemesi ve kırılması ile uygulama kolaylığı yer almaktadır. (35,42) Dezavantajlarından biri başarısızlık durumunda protezin sökümü sonrası yenilenmesi gerekebilir. Ayrıca simantasyondan sonra artık simanın tamamen temizlenememesi ve bunun sonucunda yumuşak dokuda meydana gelen inflamasyon da önemli bir dezavantajdır. Abutment marjinleri, gingival kret tepesinden 1 mm'lik mesafe içine yerleştirildiğinde artık simanın temizliğini gerçekleştirmek daha kolaydır. Çalışmalar, diş etinin daha altına yerleştirilen marjinlerin siman çıkarılmasında sorun oluşturabileceğini göstermiştir. Bir çalışma, peri-implant hastalığın %80'inin artık simanın bakteriyel kolonizasyonunun bir sonucu olduğunu göstermiştir. (43)

2.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi

Günümüzde kullanımı oldukça yaygın olan CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) teknolojileri 1960'lı yıllarda endüstri sektöründe kullanım amacıyla geliştirilmiştir. Diş hekimliğine girişi ise François Duret tarafından 1970'lere dayanmaktadır. CAD-CAM teknolojisinde optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır.(44) Dr. Werner Mörmann and Marco Brandestini bu teknolojinin kullanımı için 1988'de İsviçre'de öncü olmuşlardır.(45) Bu sistemin adlandırması için 'Bilgisayar destekli CERamic REConstruction' anlamına gelen CEREC kısaltmasına karar vermişlerdir.(46) Dr. Brandestini, CEREC 1 ünitesi ve oral kamera için ilk tasarımı yapmıştır. CEREC 2 ve 3 birimlerinin yanı sıra CEREC inLab ve ağız dışı tarayıcı (inEOS) ve ilgili yazılım sürümleri, Siemens ve Sirona'daki (Bensheim, Almanya) CEREC ekipleri tarafından geliştirilmiştir. Tablo 1, CEREC'teki önemli kilometre taşlarını göstermektedir.

Tablo 1. CEREC*'teki önemli kilometre taşlarının gelişimi(46)

Yıl	Donanım	Yazılım Kapasitesi	Restorasyon Tipi	Geliştirici
1980	Basit konsept	İki boyutlu	İnley	Mörmann (University of Zurich) and Brandestini (Brandestini instruments, Zurich)
1985	CEREC 1	İki boyutlu	İlk hasta başı inley	Mörmann and Brandestini (Brains, Zurich)
1988	CEREC 1	İki boyutlu	İnley, onley, veneer	Mörmann and Brandestini (Brains, Zurich)
1994	CEREC 2	İki boyutlu	Parsiyel ve tam kron, koping	Siemens (Munich, Germany)
2000	CEREC 3 & inLab	İki boyutlu	Üç üye köprü altyapısı + (inLab++)	Sirona (Bensheim, Germany)
2003	CEREC 3 & inLab	Üç boyutlu	Üç ve dört üye köprü altyapısı + (inLab ++)	Sirona (Bensheim, Germany)
2005	CEREC 3 & inLab	Üç boyutlu	Otomatik sanal oklüzal düzenleme	Sirona (Bensheim, Germany)

*Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya

+Sadece Avrupa'da deneysel amaçlı

++ Sadece inLab'ta

İlk CEREC hasta başı tedavisi 19 Eylül 1985'te Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Okulu'nda gerçekleşmiştir. Malzeme olarak Vita Mark I feldspatik seramik (Vita Zahnfabrik) kullanılmıştır.(46)

Sistemin temeli; bilgisayar yazılımı ile çalıştırılan hassas bir freze makinesinin, kompozit veya metal bloklardan kuron-köprü restorasyonları ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanmaktadır.(47)

Dental CAD/CAM teknolojisindeki benzersiz özellik, diş hekiminin yapılan diş preparasyonunu doğrudan hastanın ağzında taramasına ve diş hekiminin tek randevuda bir seramik restorasyon oluşturmasına ve hastaya teslim etmesine olanak sağlamasıdır.

2.4. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemlerinin üç ana bileşeni vardır; tarayıcı (scanner), CAD ünitesi ve CAM ünitesi. (48) Restorasyonun üretim aşamaları öncelikle yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, sonrasında restorasyonun tasarımı (CAD) ve son olarak da restorasyonun üretimi (CAM) şeklindedir. Tarayıcılar kullanılarak veriler elde edilir, yazılım kullanılarak restorasyonların tasarımı yapılır ve freze makineleri ile üretim aşaması gerçekleştirilmiş olur. (49)

2.4.1. CAD/CAM sistemlerinin komponentleri

2.4.1.1. Tarayıcı (Scanner)

Diş hekimi tarafından yapılan diş preparasyonlarının, implant üstü protetik parçaların, diş çevresi dokuların, okluzyondaki dişlerin morfolojilerinin ağız içi veya ağız dışı taranmasını sağlar. Köprü restorasyonlar ya da oklüzal yüzey ilaveleri yapılacaksa komşu ve antagonist dişlerin yakın pozisyonundan dolayı bu bölgelerden daha fazla veri elde edilmesi gerekir.(50)

2.4.1.2. Yazılım (Software)

Dijital ortamda üretilecek restorasyonların üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesine olanak tanır. Farklı restorasyon türleri için farklı tasarımlar sağlayan özel yazılımlar vardır. Bazı sistemlerde, kuron ve sabit bölümlü protez alt yapıları için yazılım üretilirken bazı sistemlerde ise tam anatomik kuron, bölümlü kuron, inley, inley tutuculu sabit bölümlü protez, hatta teleskop primer kuronların tasarımı yapılabilir.(48) CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar. (51)

2.4.1.3. Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde gerçekleşen frezeleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Üretilen restorasyon, seçilen dental materyalin bloklarından freze edilir. Yapılması gereken bazı manuel düzeltmeler, son cilalama, renklendirme ve veneerleme işlemleri diş teknisyeni tarafından CAM sonrası yapılır.(52)

Üretim metotlarına göre ;

- I. Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri,
- II. Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri
- III. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri olarak üç grupta incelenir. (48)

Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri

- ◆ CEREC 3D (Dental Sirona System, Almanya)
- ◆ CEREC 4D (Dental Sirona System, Almanya)

Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri

- ◆ Everest® (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- ◆ Precident System (DCS Dental, Allschwil, Almanya)
- ◆ CERCON® Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, Panama)
- ◆ Hint-ELs® Denta CAD System (Hint-ELS, Griesheim, Almanya)
- ◆ Denzir™ (Decim AB, Skellettea, İsveç)
- ◆ CEREC® in Lab (Dental Sirona System, Almanya)

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

- ◆ Procera® (Nobel Biocare, Yorba Linda, Kanada)
- ◆ Lava™ (3m ESPE, St. Paul, Moğolistan)

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- CAD/CAM ekipmanlarının maliyeti fazla olsa dahi ekstra laboratuvar maliyeti olmamaktadır.
- Subjektif hataların ortadan kalkmasıyla nihai restorasyonların doğruluğunu arttırabilen ölçü ve üretim potansiyeline sahiptir.
- Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırarak çapraz enfeksiyonun önüne geçmiştir.(45) Ayrıca geleneksel ölçü yöntemlerinin ortadan kalkmasıyla hastalara konfor sağlanabilmektedir.
- Restorasyon üretim aşamalarını kısaltarak hastanın ve hekimin zaman kaybını azaltmıştır.
- Tek seansta üretilbildiğinden hastalar için geçici protez gereksinimini ortadan kaldırmıştır.

- Öngörülebilir estetik görünümü tasarlayabilmesi ile restorasyonların finali hakkında hasta ve hekime bilgi vermektedir.
- Üretilen restorasyonların ve alt yapıların tasarımları CAD yazılımıyla gerçekleştirileceği için teknisyenlerin işi de kolaylaşmaktadır.(53)

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Cihazların pahalı olması ve restorasyonların üretim maliyetinin olması dezavantajların başında gelmektedir.
- Cihazların kullanımı için uzmanlık gerekmektedir.
- Kullanılan tarayıcıların ve kameraların çözünürlüğü kısıtlıdır.(54)
- Subgingivale uzanan diş marjinlerinin dijital ortama aktarılması zordur.(55)
- Bazı restorasyonlar için kullanılan blokların renk seçeneği sınırlıdır.(44)

2.7. Dental Seramikler

2.7.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Diş hekimliğinde seramik çürümüş, hasar görmüş veya eksik dişlerin rekonstrüksiyonu için kullanılan dört ana malzemedden birini temsil etmektedir. Diğer üç sınıf metaller, polimerler ve kompozitlerdir. Yunanca ‘Keramikos’ kelimesinden köken alan seramik sözcüğü topraktan üretilme manasına gelmektedir. Ancak daha spesifik olarak pişirilerek üretilen bir malzeme anlamına gelmeye başlamıştır.(56) 1728 yılında diş ve diş eti rengini taklit eden porselen araştırmalarını başlatan ve porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ isimli kitabında söyleyen kişi Pierre Fauchard’tır.(57) 1774’te Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau, Nicholas Dubois De Chemant adlı bir diş hekiminin işbirliğiyle, “yeşil” geleneksel porselene (%50 Kaolin kili, %25 Feldspar ve %25 Silika/Kuartz) dayalı porselen bileşimini geliştirmiştir. Hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri üretmişlerdir. Böylelikle porselenlerin dental alanda kullanımı başlamıştır.(58) 1873’te Beers’in seramik tam kron fikriyle sabit protezlerde de seramik kullanımı başlamıştır.(59)

2.7.2. Dental seramiklerin bileşimi

Feldspar ($K_2OAl_2O_26SiO_2$): %75-85 oranında bulunur.(60) Cam matrisin oluşumundan sorumludur. Porselene doğal translusentlik veren esas yapıdır. Potasyum alümina silikat

($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alümina silikattan ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) oluşur.(56)
Fırınlanma sırasında çözünür ve birleştirici özelliği ile kaolin ve kuartzı sarar.(60)

Kuartz/Silika (SiO_2): %12-22 oranında bulunur.(60) Porselenin dayanıklılığını artırır. Porselenin normal fırınlama sıcaklığında değişmeden kalarak kütleinin kararlılığını sağlar ve büzülme önler. (61)

Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$): %3-5 oranında bulunur.(60) Bağlayıcı ajan olarak kullanılır. Porselene opaklık verir. Yapışkan bir yapıya sahip olduğu için diğer bileşenleri bir arada tutarak porselen hamurunun şekil almasına olanak sağlar.(56)

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan opak porselen ve alt yapıda kullanılan metalden kaynaklı bu restorasyonların estetik bölgede kullanımını sınırlanmaktadır. Ayrıca bazı hastaların metal alt yapıya karşı alerjik reaksiyonlar gösterebilmesi sebebiyle tam seramik sistemleri gündeme gelmiştir.

2.7.3. Tam seramik restorasyonlar

Günümüzdeki metal desteksiz sistemlerin temelini, 1963'te alümina seramikleri geliştiren Mc Lean ve Hughes oluşturmuşlardır.(62) Tam seramik restorasyonların kullanım alanlarının genişlemesindeki en büyük rol lityum disilikat, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi tam seramik alt yapı materyallerindeki gelişmelere aittir.(63,64) Bu materyaller slip-casting yöntemiyle, ısı ile preslenerek, sinterlenerek ve frezelenerek üretilmektedir.

2.7.3.1. Tam seramik restorasyonların kullanım alanları(65,66)

- Parsiyel kronlar (inley, onley, lamina, adeziv bağlantılı kronlar, 3/4, 4/5, 7/8 vb.)
- Tam kronlar
- Post-korlar
- Geleneksel köprü restorasyonlar
- İmplant destekli protezler
- Çene-yüz protezleri

2.7.3.2. Tam seramik restorasyonların endikasyonları(67-70)

- Estetiğin ön planda olduğu ve kapanışta yeterli aralığın bulunduğu vakalarda

- Konjenital veya edinsel diş renklenmelerinde,
- Morfoloji bozukluğu olan dişlerde,
- Çapraşıklık vakalarında,
- Diestama varlığında,
- Kırık dişlerde (çürük veya travmaya bağlı),
- Black 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde,
- Aşırı madde kaybı olan endodontik tedavi görmüş dişlerde,
- Aşınmış dişlerde (erozyon, abrazyon, atrizyon sebebiyle),
- Metal alerjisi olan bireylerde tam seramik restorasyonların kullanımı endikedir.

2.7.3.3. Tam seramik restorasyonların kontraendikasyonları(67–70)

- Kron boyu tutuculuk sağlamayacak kadar çok kısa dişlerde,
- Preparasyon sonrası kapanışta 1mm'den az mesafe kalan vakalarda,
- Koleyeye doğru aşırı daralma olan dişlerde,
- Bruksizme sahip bireylerde,
- Travmatik sporlarla uğraşan bireylerde,
- Örtülü kapanışa sahip bireylerde,
- Çiğneme kuvvetinin fazla olduğu ve uzun köprü restorasyonlarda,
- Oral hijyen motivasyonu düşük hastalarda tam seramik restorasyonların kullanılması kontraendikedir.

2.7.3.4. Tam seramik restorasyonların avantajları (65,71–76)

- Işık geçirgenliği iyi olduğu için estetik açıdan doğal dişlere yakınlık gösterirler.
- Baskı kuvvetlerine karşı dirençlidir.
- Termal genişleme ve termal iletkenlik gibi fiziksel özellikleri doğal dişlere yakındır.
- Metal içermediği için dişetinde renkleşme görülmemektedir.
- Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen kor yapı ve üst yapı arasında meydana gelen bağlantı problemi tam seramik sistemlerde gözlenmez.
- Radyolüsent olduğu için radyolojik muayene sırasında alttaki dişin değerlendirilmesine olanak tanır.
- Alaşım içermediğinden korozyon, komşu ve karşı dişlerle teması sonucu galvanik akım, toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olmaz.

2.7.3.5. Tam seramik restorasyonların dezavantajları(65,71,74,77)

- Gerilme ile çekme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.
- Restorasyona yer sağlamak amacıyla aşırı diş preparasyonu gerekebilir.
- Preparasyon işlemleri metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla daha detaylıdır.
- Laboratuvar işlemleri daha hassastır ve özel ekipman gerektirmektedir.
- Maliyetleri fazladır.
- Başarı oranları metal destekli seramik restorasyonlar kadar fazla değildir.

2.7.4. Tam seramik restorasyon sistemlerinin geleneksel sınıflandırılması (61,78)

2.7.4.1. Yapım tekniğine göre porselenlerin sınıflandırılması

Tam seramik sistemler yapım tekniğine göre 4 ayrı başlık altında incelenmektedir.

2.7.4.1.a. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri

- Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)
- Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
- Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.)
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

2.7.4.1.b. Dökülebilir cam seramik sistemleri

- Dicor (Dentsply, A.B.D.)
- Cerapearl (Kyocera, A.B.D.)

2.7.4.1.c. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)

- IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan,Liechtenstein)
- Finesse (Ceramco, Almanya)

- Evopress Authentic
- Optec 3G (Jeneric/Pentron, Deutschland GmbH,Tübingen, Almanya)

2.7.4.1.d. CAD/CAM sistemleri

- Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
- Celay (Mikrona, Almanya)
- Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
- Cercon (DeguDent, Almanya) Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- Lava (3M ESPE)
- DC President
- VITA YZ (Vita Zahnfabrik)
- Katana Zirconia ML, Noritake
- IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent
- IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent
- Sirona inCoris TZI, Sirona Dental Systems GmbH

2.7.4.2. Işık Geçirgenliğine Göre Porselenlerin Sınıflandırılması

2.7.4.2.a. Transludent kor yapıya sahip olanlar

- Konvansiyonel feldspatik porselen, presslenebilir seramikler (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y., A.B.D.)
- CAD/CAM seramikler (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

2.7.4.2.b. Yüksek dayanıklılıkta opak kor yapıya sahip olanlar

Alumina, zirkonya ve lityum disilikat içeren nonmetalik restorasyonlardır.

- IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Leichtenstein
- Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç
- In Ceram, Vita Zahnfabrik, Almanya
- Lava, 3M ESPE, St. Paul, Minn, A.B.D.
- Cercon, Dentsply Ceramco, York, Pa.

2.7.4.3. Alt Yapı Materyaline Göre Porselenlerin Sınıflandırılması

2.7.4.3.a. Cam seramikler

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

- IPS Empress
- IPS ProCAD
- Finesse
- Optec
- Matchpress
- Evopress

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

- IPS Empress II
- IPS e.max Press
- IPS e.max CAD

2.7.4.3.b. Alumina esaslı seramikler

- In-ceram alumina
- In-ceram spinel
- In-ceram zirkonya
- Synthoceram(CICERO)
- Procera

2.7.4.3.c. Zirkonya esaslı seramikler

CAD-CAM sistemler

- Cerec – Sirona Dental
- Cercon – DeguDent
- Procera- Nobel Biocare
- Precident- DCS
- Lava- 3M Espe
- Everest- KaVo
- Hint- Els GmbH
- Zeno Tech- Wieland

- DC President
- İnnident
- VITA YZ (Vita Zahnfabrik)
- Katana Zirconia ML, Noritake
- IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent
- Sirona inCoris TZI, Sirona Dental Systems GmbH

MAD-MAM sistemler

- Zirkonzahn
- Ceramil

2.8. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler

Tam seramik malzemeleri ayırt etmek için kullanılan kriterler, kimyasal bileşimlerinde bulunan faz veya fazlara dayanmaktadır. Böylece tam seramik bir malzeme cam matris fazının bulunup bulunmadığına veya malzemenin seramik parçacıklarla yüksek oranda doldurulmuş bir organik matris içerip içermemesine göre sınıflandırılır.(79)

2.8.1. Cam matriks seramikler (cam faz içeren)

2.8.1.1 Feldspatik

2.8.1.2. Sentetik (Lösit bazlı, Lityum disilikat ve türevleri, Florapatit bazlı)

2.8.1.3. Cam infiltre seramikler (Alümina, Alümina ve magnezyum, Alümina ve zirkonya)

2.8.2. Polikristalin seramikler (cam faz içermeyen)

2.8.2.1. Alümina

2.8.2.2. Stabilize zirkonya

2.8.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

2.8.2.4. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

2.8.3. Rezin matriks seramikler (porselen, cam, seramik ve cam-seramik içerebilen baskın olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer matriksler)

2.8.3.1. Rezin nanoseramikler

2.8.3.2. Rezin matriksi içerisinde cam seramikler

2.8.3.3. Rezin matrisi içerisinde zirkonya silika seramikler

2.8.1. Cam matrisi seramikler

2.8.1.1. Feldspatik seramikler

Feldspar ($KAlSi_3O_8$), quartz (SiO_2) ve kaolin ($Al_2Si_2O_5(OH)_4$) minerallerinden meydana gelir. Estetik özellikleri iyidir. İlk CAD/CAM feldspatik seramikleri (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, ALMANYA) konvansiyonel feldspatik seramiklerinden türetilmiştir ve günümüzde de kullanılmaya devam etmektedir.(80) Blokların üretimi sırasında yumuşak kıvama getirilmiş olan seramik karışım basınç altında şekillendirildikten sonra kurutulur ve fırınlanarak CAM cihazlarında işlenecek hale getirilir. İçeriğinde ağırlığına oranla %56-64 SiO_2 , %20-23 Al_2O_3 , %6-9 Na_2O , %6-8 K_2O , %0,3-0,6 CaO , %0,0-0,1 TiO_2 ve bazı renklendirici maddeler bulunmaktadır. Bu seramiklerin kullanım alanları; laminate veneerler, anterior-posterior tek kronlar ile inley/onley restorasyonlardır.(81) Ayrıca posterior bölgedeki okluzal kuvvetler karşısında yetersiz kalacağı, premolar bölgelerde ise doğal dişlere yakın kırılma dayanım değerleri sergilediği rapor edilmiştir.(82)

Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II ve Vita Triluxe Bloc feldspatik seramiklere örnektir. Vitablocks Mark II 1991 yılında CEREC 1 sistemi için üretilmiştir. Dayanıklılığı Vitablocks Mark I den daha iyidir ve partikül boyutları daha küçüktür. 60-64% SiO_2 ve 20-23% Al_2O_3 içerir. Mikromekanik tutuculuk sağlamak için pürüzlendirilebilir ve kompozit rezin siman ile simante edilebilir.(83)

2.8.1.2. Sentetik seramikler

Lösit içerikli sentetik seramikler: (IPS Empress, IPS ProCAD, Finesse, Optec, Matchpress, Evopress)

Cam seramik yapının içerisine potasyum alümina silikat formundaki lösit kristallerinin ilavesi sonucu güçlenen seramik türleridir. İçeriğinde %35-40 oranında lösit kristalleri bulunmaktadır. Bu seramiklerin gelişimi Höländ ve arkadaşları tarafından ortaya konan kontrollü kristalizasyon mekanizmasına dayanmaktadır.(84) Feldspatik seramiklere göre termal genleşme ve büzülme oranı daha fazla olup daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir.(85) Böylelikle estetiğin ön planda olduğu ön bölge restorasyonlarda tercih edilmektedir. Bu seramik sistemleri 1983'te Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmeye

başlanıp IPS Empress adı altında 1990 yılında piyasaya giriş yapmıştır. Basınç ve ısı altında şekillendirilebilmektedir. Lösit kristalleri, malzemenin translusent özelliğini geliştirmesinin yanında eğilme mukavemetini de arttırmaktadır.(63,86) Translusent özelliğinin iyi olmasından dolayı metal alt yapı üzerine ve renklenmiş dişlerde kullanımı uygun değildir. Isı değişimi sonrası lösit kristalleri büzülerek cam matrisi kendine çeker. Bunun sonucunda oluşan iç basınç, mikroçatlakların oluşmasına neden olan gerilme stresine karşı koyar. Böylelikle seramiğin kırılma direnci 160-180 MPa'a yükselmiştir.(85) Bükülme direnci ise 120-180 MPa arasındadır.(87)

2004 yılında IPS Empress Esthetic ve 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) sistemleri piyasaya sunulmuştur. IPS Empress Esthetic ingotlarında lösit kristalleri daha yoğun ve homojen formdadır bununla birlikte partiküller daha küçük olduğundan estetik olarak IPS Empress'e kıyasla daha iyidir. Ayrıca dayanım olarak da IPS Empress'ten daha dayanıklıdır. IPS Empress CAD %40 a kadar lösit kristalleri içermektedir. Dengeli bir bukalemun efekti sağlar. İnley, onley, laminate veneer ve tek kron üretimine uygundur. Bükülme dayanımı 160 MPa, sertlik 6200 MPa, elastikiyet katsayısı 62 GPa, çözünürlük ise 25 µg/cm² dir.(88,89)

Lityum disilikat içerikli sentetik seramikler: (IPS Empress II, IPS e.max Press, IPS e.max CAD)

IPS Empress sisteminin cam matris içeriğine %60 oranında lityum disilikat kristalleri eklenerek materyalin mukavemeti artırılmış formu olan IPS Empress II 1998 yılında piyasada yer almıştır. IPS Empress ve IPS Empress II neredeyse aynı laboratuvar prosedürlerini ve ticari adı kullanmasına rağmen IPS Empress II, IPS Empress'in yalnızca bir modifikasyonu olmayıp tamamen farklı bir içerikli yeni bir cam seramik materyaldir. (IPS Empress cam-seramik: SiO₂-Al₂O₃-K₂O sistemi; IPS Empress 2 cam seramik: SiO₂-Li₂O sistemi).(90) Tek kron üretimi dışında anteriorda üç üye köprü ve posteriorda ikinci premoları geçmeyecek ve pontik genişliği 7-8 mm'yi aşmayacak şekilde köprü restorasyon üretimi bu sistemle mümkün kılınmıştır.(91,92) IPS Empress 2'nin kırılma direnci ortalama 300-400 MPa olup bu seramiklerin bükülme dayanımı değerleri yaklaşık 350-450 MPa aralığında olduğundan lösitle güçlendirilmiş seramiklerden daha dayanıklıdır.(93)

2006 yılında üretilmiş olan e.max CAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) chair-side monolitik bir restoratif materyaldir. IPS e.max CAD bloklar, kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır. Doğal parlaklık, translusenslik ve geniş renk aralığına sahiptir. Teleskop kuron, full kuron, inley, onley, ön ve arka bölge kuronlar, lamina veneer, implant üstü kuronların yapımında kullanılmaktadır.(94)

2005 yılının sonlarına doğru piyasaya sürülen IPS emax press sistemi yüksek oranda lityum disilikat yapısında kristaller içermektedir. Böylece cam seramikler içerisinde oldukça dayanıklı bir sistem olarak bilinmektedir. Sistemde yer alan farklı opasiteye sahip ingotlar üretilerek bukalemun etkisi iyileştirilmiştir.

IPS Empress II ve IPS e.max Press bloklarından sonra CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) blokları üretilmiştir. Bu bloklar freze edildikten sonra iki aşamalı kristalizasyon gerektirmektedir.(95) Translusensinin uygun oluşu ve renk seçeneğinin farklılığı sayesinde, monolitik restorasyon olarak uygulanabileceği gibi kor yapı materyali olarak da kullanılabilir.(96) Üretici firmanın talimatlarına göre lamina, oklüzal veneer, inley-onley, kısmi/ tam kron ve ikinci küçük azının ötesine geçmeyen üç üye sabit bölümlü protezlerin yapımı için IPS e.max sistemi uygun olduğu görülmüştür.(97,98)

Florapatit bazlı sentetik seramikler: (IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent)

IPS e.max Ceram, lityum disilikat (LS_2) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) için tabakalama materyalidir. Estetik özellikleri ve renk uyumu iyidir. IPS e.max ZirPress, zirkonyum oksit alt yapılar üzerine preslenebilen florapatit cam seramik ingotlardır. İki seramiğin de implant üstü restorasyonlarda diş eti bölümünün tasarlanmasında rolü varken IPS e.max Zirpress'in lamina endikasyonu da vardır.(99,100)

2.8.1.3. Cam infiltre seramikler

Vita™ InCeram Classic seramik grubu InCeram™ Alümina, Spinell ve Zirconia, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) slip-casting yöntemiyle üretilmektedir. Alümina ve zirkonya esaslı bu seramik türlerinin CAD/CAM sistemiyle üretimi 1993 yılında başlamıştır.(101) Grubun en translusent materyali CAD/CAM InCeram™ Spinell'dir ve

eğilme mukavemeti 350 MPa'dır. Anterior bölge tek kron restorasyonlar için önerilmektedir. CAD/CAM InCeram™ Alümina'nın eğilme mukavemeti 450-600 MPa'dır. Anterior ve posterior bölgede tek kronlar için tavsiye edilmektedir. CAM/CAM InCeram™ Zirconia bu grubun en dayanıklısı olup eğilme mukavemeti 700 MPa'dır. Opak olmasından dolayı bu seramiğin sadece tek kronlarda ve posterior bölgede tek pontikli köprü restorasyonlarda alt yapı olarak kullanımı önerilmiştir.(102,103)

2.8.2. Polikristalin seramikler

Temel özellikleri ince taneli kristal yapının yoğun olmasıdır. Dayanıklılıkları artmıştır fakat sınırlı translusensiye sahiptirler. Cam faz olmadığı için hidroflorik asitle dağlanması zordur. Bu yüzden seramiği aşındırma süreleri uzun veya yüksek sıcaklık gerektirmektedir.(104)

2.8.2.1. Alümina (Procera AllCeram, Nobel Biocare)

%99.5 oranında Al_2O_3 içermektedir. 1993'te CAD/CAM sistemlerinde alt yapı malzemesi olarak kullanılmak amacıyla Nobel Biocare tarafından üretilmiştir.(105) İçeriğindeki yoğun kristal fazdan dolayı çatlak ilerlemesi azalmış ve mekanik özellikleri iyileşmiştir.(106) Bükülme dayanımı 650-687 MPa civarlarındadır.(107,108) Diğer dental seramiklerle kıyaslandığında elastik modülüsü en yüksek olanıdır. Başlarda anterior ve posterior bölgede tek kron endikasyonu varken günümüzde köprü restorasyonlar ve laminate veneerlerde de kullanımı mevcuttur.(109)

2.8.2.2. Stabilize zirkonya (Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zirkon, DCS; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zenostar, Wieland)

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan bir elementtir ve doğada saf halde bulunmayıp birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun, zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) olmak üzere iki bilinen formu vardır. Zirkonyum silikat 'zirkon' olarak adlandırılırken zirkonyum oksit ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' şeklinde adlandırılmaktadır.(110)

Zirkonyanın elastik modülü ve bükülme direnci metal alaşımlardan daha fazladır. Diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmesinin sebepleri arasında; aşınmaya karşı dayanımı yüksek, biyouyumlu , sert ve estetik olması gibi özellikleri yer almaktadır.(95,142)

Zirkonya polimorfik bir malzeme olup monolitik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı allotropik yapıda bulunur.

- I. Kübik faz (K): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- II. Tetragonal faz (T): 1170°C ile 2370°C arasında stabil faz
- III. Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz

Zirkonyanın kırılma direncinin artmasında en büyük etken, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm esnasında meydana gelen hacim artışıdır. Bu hacim artışı (%3-5) sonucu çatlakların kapanmasıyla malzeme dayanıklı hale gelmektedir. "Dönüşüm tokluğu" adı verilen bu fenomen nedeniyle zirkonya, emsalsiz bükülme mukavemeti değerleri (900-1.200 MPa) ve yüksek bir kırılma tokluğu (9-10 MPa.m^{1/2}) ortaya koymaktadır.(111) Zirkonyanın elastik modülü 200 MPa, Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır(1000 - 1300 Vickers).(112,113) Sinterizasyon işleminden sonra ısı düşüşü zirkonyayı stabil olmayan bir hale getirdiğinden bu durumu kompanse etmek ve stabil hale gelmesi için zirkonyanın seryum, kalsiyum, magnezyum ve itriyum gibi oksitlerle alaşım haline gelmesi gerekmektedir. Zirkonya; tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tamamen stabilize zirkonya (FSZ) şeklinde mikroyapılarına göre sınıflandırılmıştır.(114) FSZ'de kübik formda olup %8 mol.'den fazla itriyum oksite (Y₂O₃) sahip iken PSZ, kübik matrikste nano boyutta monoklinik veya tetragonal parçacıklardan meydana gelmektedir. TZP, sıklıkla yttria veya seryum oksitle stabilize edilen ve tetragonal fazdan meydana gelen monolitik materyaldir. Diş hekimliğinde zirkonyalar TZP formundadır ve en sık itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) kullanılmaktadır. Y-TZP'nin sıklıkla kullanılmasının sebebi üretim ve sinterleme sonrası en yüksek dayanıklılığa sahip olmasıdır. Y-TZP, saf zirkonyanın %3 mol Y₂O₃ ile stabilizasyonu sonucu oluşur. Tetragonal taneciklerin yapısının 0,8 µm' den büyük olması sonucunda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm meydana gelmektedir.(115) Anterior veya posterior bölgedeki kron ve köprülerde, kanal içi postlarda, implant dayanağı ve dental implant materyali olarak

kullanım alanları mevcut iken kantilever tasarımı planlanıyorsa Y-TZP seramiklerin kullanımını kontrendikedir.

Zirkonya geçmişte kor yapı seramiği olarak üretilmiş olsa da günümüzde monolitik restorasyon olarak da kullanım alanı yaygındır. Monokromatik üniform materyal şeklindedir. Ayrıca uygun şeffaflığa sahip malzemeler (Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; Zirlux FC2) ile polikromatik CAD / CAM bloklar (Katana Zirconia ML, Kuraray) da üretilmektedir.(79)

2.8.2.2.a. Monolitik zirkonya

CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla tabakalamaya gerek kalmadan tek bir materyalden üretilen monolitik kronlardır. Zirkonyanın opasitesini maskelemek ve veneer porselenine alan yaratmak için dişte fazla kesim yapılmasına gerek kalmamaktadır. Ayrıca tabakalama yapılmadan da polikromatik bloklarla veya makyajla estetik özellikler iyileştirilip doğal dişlere yakın bir görüntü elde edilebilmektedir. Teknolojinin ilerlemesi ve üstün mekanik özellikleri sonucu diş hekimliğinde kullanım alanı yaygınlaşmıştır. Bu sistemin en büyük avantajı zirkon alt yapı ile veneer porseleni arasında görülebilen “ chipping “ in meydana gelmemesidir. Şeffaflığın fazla olması, yüksek bükülme dayanımı, dişlerde minimal hazırlığa ihtiyaç duyulması gibi avantajlara da sahipken laboratuvar adımlarının hassas, zor olması ve üretimin maliyetli olması dezavantajları arasında yer almaktadır.(116)

Monolitik zirkonyalar veneerlenmiş kronların kullanıldığı tüm endikasyonlara ilaveten uzun pontikli köprü restorasyonlarda, kısıtlı interoklüzal mesafenin olduğu durumlarda, endokronlarda, tam ark köprü protezlerde, inley-onley restorasyonlarda ve implantüstü kronlarda kullanılmaktadır.(109)

Kor yapıda zirkonya kullanılan restorasyonların kırılma dayanımı yüksek olduğundan dolayı simantasyon aşamasında geleneksel simanlar kullanılabilir. Bu yüzden tutuculuk için adeziv bir yüzeye ihtiyaç duymazlar.(113)

2.8.2.3. - 2.8.2.4. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

Alümina sıradan bir sertliğe sahip olduğundan ve zirkonya tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan iki materyalin de iyi özelliklerinden faydalanmak adına, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya bileşimleri geliştirilmiştir. Stabil olmayan zirkonyanın alüminaya ilavesiyle beraber çatlak bölgesi ve ikinci faz arasındaki etkileşim sonucu alüminanın kırılma direnci artmıştır. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ağırlıkça alüminanın %50'sinden ve alüminayla güçlendirilmiş zirkonya ise zirkonyanın ağırlıkça %50'sinden yüksek oranda bulunmalıdır. (79)

2.8.3. Rezin matriks seramikler

CAD/CAM sistemleri için ilk kompozit rezin blok 2000 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu sınıftaki materyallerin mekanik özelliklerindeki gelişme organik matrislerinin fazla oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş olmasından kaynaklıdır. Bu seramiklerin avantajları arasında elastik modülünün dentine yakın olması, kolay bir şekilde freze edilebilmesi, gerektiğinde kompozit ile tamirinin yapılabilmesi sayılabilir. Özel olarak CAD/CAM sistemleri için formüle edilmişlerdir ve herhangi bir fırınlama prosedürüne tabi tutulmamaktadırlar. İnorganik içeriklerine göre sınıflandırılırlar;

Rezin nanoseramikler: (Lava Ultimate; 3M-ESPE, Seefeld, Almanya, Cerasmart; GC, Leuven, Belçika)

İçeriğinde %80 oranında nanoseramik partikül içermektedir. Bu partiküller zirkonya, silika veya zirkonya-silika türünde olabilir. Elastik modülü 12 GPa olup bükülme dayanımı 200 MPa'dır.(117) İnley, onley ve veneerleme materyali olarak kullanıma uygundur.(118)

Rezin matriksi içerisinde cam seramikler: (Enamic; Vita, Almanya)

Seramik/polimer oranı kütleli olarak 86/14 tür. Polimer kısmı üretan dimetakrilat (UDMA) ile trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) meydana gelmektedir.(119) Elastik modülü 30 GPa , bükülme dayanımı 60 MPa'dır.(120) Lava Ultimate'e göre 2 kat daha fazla elastik modülü vardır. İmplant üstü posterior kron, veneerleme, inley, onley, anterior ve posterior kronlar kullanım alanlarıdır.(121) Monokromatik veya multikromatik tipleri vardır (HT, LT, T).(122)

Rezin matriksi içerisinde zirkonya silika seramikler: (MZ-100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks; 3M-ESPE, Seefeld, Almanya, Shofu Block HC; Shofu, Japonya)

MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içeriğine sahiptir. Bu içeriği kuvvetlendiren % 85 oranda ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinden oluşmaktadır.

Shofu Block HC, ağırlık olarak %60'tan fazla inorganik bileşen içermektedir. Bükülme direnci 191 MPa'dır. Florosans özelliği mevcuttur. Glaze yerine mekanik parlatma önerilmektedir. Anterior ve posterior bölgede inley, onley, veneer, tam kron ve CAD/CAM sistemiyle implant üstü restorasyonların üretiminde kullanımı mevcuttur.(123)

2.9. Çalışmada kullanılacak seramikler

2.9.1. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Mikroyapısında %70 oranında iğne benzeri ve yaklaşık 3-6 µm uzunluğundaki $Li_2Si_2O_5$ kristalleri bulunan ve 2005 yılında piyasaya çıkan bu seramik türü lityum disilikat ingotlarından preslenerek üretilmektedir. Bu ingotlar farklı derecelerde opasitelere sahiptir (HT, LT, MO, HO) ve alt yapı veya tam kron restorasyon üretimleri için uygundur. Şeffaflığı düşük olan bloklara tabakalama ve boyama tekniği , orta ve yüksek derecede şeffaflığa sahip olan bloklara ise sadece tabakalama tekniği uygulanmaktadır. IPS e.max Press dental laboratuvarlarda kayıp mum tekniğiyle işlenmektedir. Bu teknik sonucu restorasyonun yüksek oranda uyumu sağlanmaktadır. Pişirme tekniğinin farklı olmasından kaynaklı olarak fiziksel özellikleri ve şeffaflığı, yine lityum disilikat kristallerinden oluşan IPS Empress II'ye kıyasla iyileştirilmiştir.(124)

Biaksiyel bükülme dayanımı değeri 400 ± 40 MPa olarak, ISO 9693 metal-seramik dental restoratif sistemleri ve ISO 6872 dental seramikler tarafından kabul edilmiştir. IPS e.max Press'in 0.8 mm kalınlığında alt yapı tasarımı ile kırılma dayanımı 400 ± 40 MPa' ya ulaşmıştır.(125)

Presslenebilir lityum disilikat inley-onleyler, veneerler, parsiyel kronlar, anterior ve posterior tek kronlar, üç üyeli anterior köprü restorasyonlar, üç üyeli küçük azı köprü restorasyonlar, teleskop birincil kronlar ve implant üst yapıları için endikedir.(126)

Investigator	Flexural strength [MPa]	Measuring method:
Berge et al.[4]; f)	375.7	Biaxial flexural strength ISO 6872; test in H ₂ O
Sorensen et al.[5]; e)	411.6	Biaxial flexural strength (wet test)
Sorensen et al.[5]; a)	455.5	Biaxial flexural strength
Kappert; a)	426	Biaxial flexural strength
Anusavice[6]; d)	239	4-point flexural strength after 48 hours of storage in H ₂ O
Ludwig et al.[7]; b)	426	3-point flexural strength
Lohbauer c)	374.4	Weibull strength $\sigma_{63.21\%}$; 4-point flexural strength DIN EN 843-1
Marx, Fischer; b)	466	3-point flexural strength
Marx et al.[8]; c)	388	Weibull strength $\sigma_{63.21\%}$; 4-point flexural strength DIN EN 843-1
Albakry et al.[2]; a)	440	Biaxial flexural strength
Guazzato et al.[9]; b)	303	3-point flexural strength

Şekil 1. IPS e.max Press'in farklı yöntemler kullanılarak ölçülen bükülme dayanım değerleri(125)

Physical property	Value	Investigator
Fracture toughness (SEVNB)	2.5 – 3.0 MPam ^{3/2}	in-house (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Modulus of elasticity	95 ± 5 GPa	in-house (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Modulus of elasticity	91.0 GPa	Albakry et al. [2]
Modulus of elasticity	94.4 GPa	Lohbauer
Modulus of elasticity	96.0 GPa	Anusavice
Poisson's ratio ν	0.23	Albakry et al. [2]
Vickers hardness [HV10]	5900 ± 100 MPa	in-house (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Hardness	5.5 GPa	Albakry et al. [3]
Density	2.5 ± 0.1 g/cm ³	in-house (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)

Şekil 2. IPS e.max Press'in fiziksel özellikleri (125)

IPS Empress'e (160 MPa) kıyasla iki kat daha fazla bükülme mukavemetine sahiptir ve bu yüzden “yüksek mukavemetli cam seramik “ olarak adlandırılır.

Tablo 2. Farklı dental seramiklerin özellikleri(125)

	IPS Empress	IPS e.max Press	IPS e.max CAD	VITA Mark II	Y-TZP
Materyal	Lösit	Lityum disilikat	Lityum disilikat	Feldspar	Zirkonyum oksit
Bükülme dayanımı (Mpa)	160	400	360	154	900
Vickers sertliği	5900	5800	5800	5600	13000
Kırılma tokluğu (Mpa m ^{1/2})	1.2	2.7	2.5	1.37	5.5

2.9.2. VITA YZ ST (VITA Zahnfabrik, Germany)

VITA YZ diskleri ve blokları, diş restorasyonlarının üretimi için freze edilerek uygulanmaktadır. Endikasyona bağlı olarak alt yapıların üretimi veya tam anatomik restorasyonlar için uygundur.(127)

Tablo 3. VITA YZ ST'nin fiziksel özellikleri(127)

Fiziksel özellik	Birim	VITA YZ ST
Termal Genleşme katsayısı (20 - 500 °C)	10 ⁻⁶ · K ⁻¹	ortalama 10.3
Kimyasal çözünürlük (ISO 6872)	µg/cm ²	< 20
Sinterleme sonrası yoğunluk	g/cm ³	ortalama 6.05
3-nokta bükme direnci (ISO 6872)	MPa	> 850
Sinterleme sıcaklığı	°C	1530
Tip /Sınıf	–	II/ 5

Endikasyonları:

- Tam anatomik kronlar, anteriorda ve posteriorda 14 üyeye kadar köprü restorasyonlar (maksimum iki pontik içeren maksimum 6 üye köprü restorasyonlar için uygun)
- Tam veya parsiyel veneerlenmiş tek diş restorasyon, anteriorda ve posteriorda 14 üyeye kadar köprü restorasyonların alt yapısı (maksimum iki pontik içeren maksimum 6 üye köprü restorasyonlar için uygun)
- Tek diş restorasyonlar, anteriorda ve posteriorda 14 üyeye kadar vidalı implant üstü köprü restorasyonlar (maksimum iki pontik içeren maksimum 6 üye köprü restorasyonlar için uygun)

- İnley, onley, veneerler, parsiyel kronlar, oklüzal veneerler (Table Top) (sadece adeziv simantasyon yapılırsa)(127)

Tablo 4. VITA YZ ST' in tasarım parametreleri(127)

-	-	Minimum duvar kalınlığı (mm)	Konnektör kesitleri (mm)
Tamamen anatomik posterior tek pontikli köprüler ve alt yapılar	Oklüzal	0.7	12
	Sirkumferensiyal	0.6	

Kontrendikasyonları:

- ikiden fazla bitişik pontik olması durumunda
- iki veya daha fazla kantilever olması durumunda
- veneer restorasyonlar için parafonksiyon vakaları, özellikle “crunchers” ve “pressers” için
- yetersiz ağız hijyeni durumlarında
- yetersiz preparasyon durumlarında
- İçeriğe karşı alerjisi veya hassasiyeti olan hastalarda
- Yetersiz sert diş dokusu kaldığında
- İnleylerin, onleylerin, veneerlerin, kısmi kronların ve oklüzal veneerlerin konvansiyonel veya self-adeziv simantasyonunda (Table Top)(127)

2.10. Çalışmada kullanılacak mekanik testler

Sabit bölümlü protezlerde, artan kuvvetler sonucunda, restorasyonun tasarımına ve kullanılan materyalin fiziksel özelliklerine bağlı olarak; dayanıklarda devrilme ve pontiklerde eğilme, kırılma meydana gelmektedir. Dental materyallerin test edilmesinde hala en güvenilir çalışmalar “in-vivo” ortamda yapılan çalışmalar olmasına rağmen uygulanabilirliğin zor ve maliyetli olması, ayrıca çalışmalardaki değişken sayısının fazla

olması ve eşit koşullarda değerlendirme yapılmasının zor olması açısından materyallerin “in-vitro” çalışmalarıyla test edilmesi rutin olarak kullanılır hale gelmiştir.

Seramikte meydana gelen bir çatlakın etrafında gelişen gerilim stresleri sonucunda deformasyon oluşmaktadır. Dental seramikler gerilim esnasında daha güçsüz olduklarından dolayı basma streslerine nazaran gerilim stresleri restorasyonların başarısızlığını değerlendirmek için daha önemlidir. (128,129)

2.10.1. Kırma testi

Materyallerin gerilime uğradığında birden fazla parçaya bölünmesine kırılma denmektedir. Porselenlerin mekanik dayanımları kırılma ile açıklanabilmektedir. Kırılma dayanımı (fracture strength) ise kuvvet alan bir materyalin kırılma esnasındaki stres miktarıdır. Kırılma dayanım testleri uygulanırken, kuvvet arttırıldığında materyal kırılana kadar görülen ilk çatlak büyür ve kırılma meydana gelir.(130)

2.10.2. Bükme testleri (Bending)

Bükülme dayanımı (flexural strength), iki ucu desteklenmiş bir materyalin ortasından kuvvet uygulandığında, o materyalin gösterdiği dirençtir.(128) Seramikler yapı itibariyle kırılma olduklarından bükülme dayanımlarının bilinmesi tasarımları açısından önem kazanmaktadır. Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı zamanda meydana geldiği bükülme testleri yapılarak farklı materyallerin direnci ile ilgili karşılaştırma yapılabilmektedir.(130) Eğilme mukavemeti, restorasyonun çekme kuvvetlerine karşı direncinin bir ölçüsü olduğundan kırılma ile alakalı mekanik bir özelliktir.(131)

2.10.2.1. Tek eksenli (uniaksiyel) bükme testleri

Üç nokta bükme testi (Three point bending):

İki dayanak üzerinde bulunan dikdörtgen şeklindeki çubuğun tam ortasından uzun aksa dik olacak şekilde kuvvet uygulanır.(132) Örneğin kırılmasına neden olan total yük miktarı Newton cinsinden belirlenir ve ISO standartlarına göre aşağıda yer alan formül kullanılarak MPa birimine çevrilir: (133)

$$\text{Stres (MPa)} = 3LF/2WT^2$$

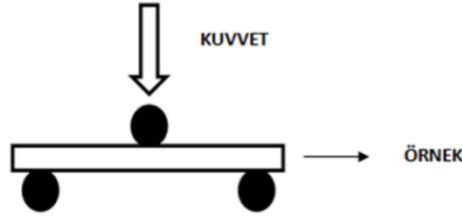
L: Dayanaklar arası mesafe (mm)

W: Örneğin genişliği (mm)

F: Kuvvet (N)

T: Örneğin kalınlığı (mm)

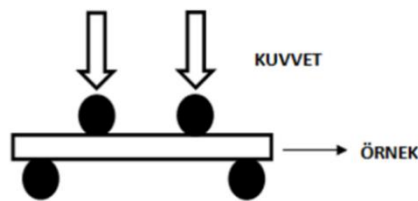
Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) ile Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) bu testin malzemelerin dirençlerinin test edilmesi için güvenilir bir metod olduğunu belirtmişlerdir.



Şekil 3. 3 nokta bükme testinin düzeneği

Dört nokta bükme testi (Four-point bending):

Monolitik ve veneerleme yapılacak materyallerin mukavemetlerinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Bu testte de örnek, iki dayanağın üzerinde konumlandırılmaktadır. Kuvvetin uygulanacağı iki nokta, iki dayanak arasındaki aralığın dörtte biri kadar olacak şekilde ayarlanmaktadır.(134)



Şekil 4. 4 nokta bükme testinin düzeneği

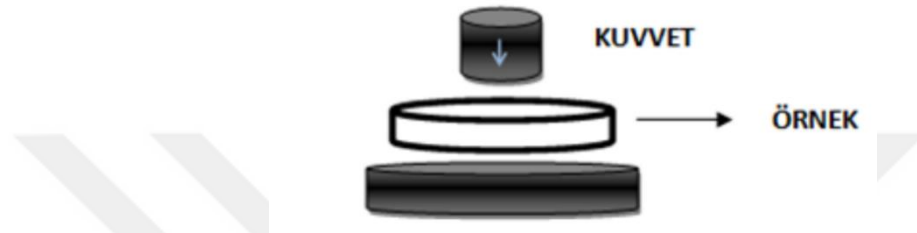
2.10.2.2. Çift eksenli (biaksiyel) bükme testleri

Bu testlerde, disk formundaki materyal stabil haldeki bir halka veya toplar üzerinde konumlandırılmıştır. Bu düzeneğe merkezi olarak yerleştirilmiş bir piston aracılığıyla yukarı taraftan kuvvet uygulaması yapılmıştır.(134) Tek eksenli bükme testlerine nazaran

daha güvenilir bir test yöntemidir.(135) Disk formundaki materyallere uygulanan yük ile geniş bir yüzey alanı test edilebilmektedir.(136)

a. Ring on ring – halka üzerinde halka

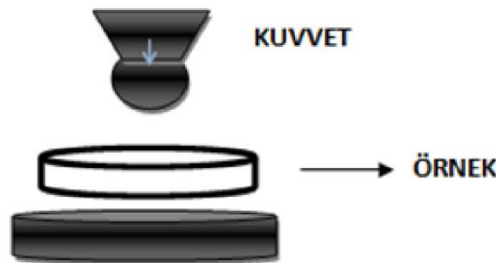
Merkezi yine örnekle aynı olan bir halka tarafından desteklenen sistemdir. Yüzeylerin birbirine tamamen paralel olması önemlidir.(137) Genellikle cam direnç testlerinde kullanılır.



Şekil 5. Ring on ring bükme testinin düzeneği

b. Ball on ring – halka üzerinde top

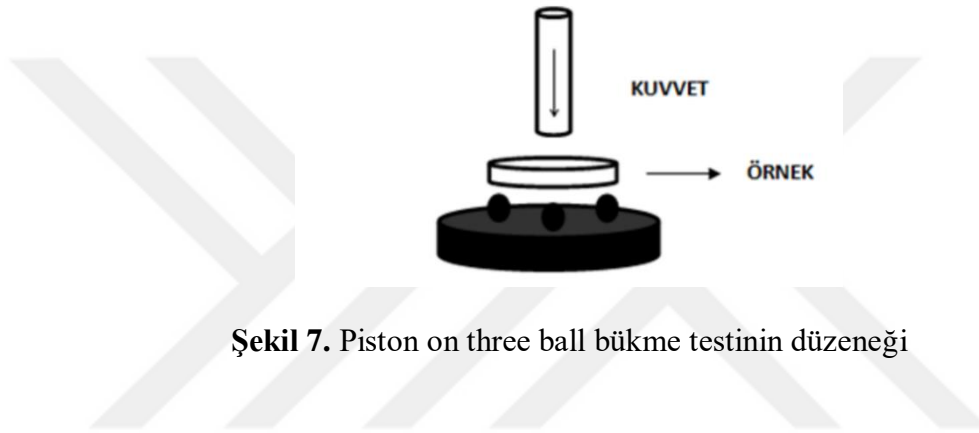
Halkalar tarafından desteklenmiş örneğin merkezinden bir küre ile kuvvet uygulanır. Tabakalama porseleni ile iki tabakalı disklerin dirençlerinin saptanması amacıyla kullanılmaktadır. Test oda sıcaklığında, 0.5 mm/dk başlık hızıyla universal test cihazında gerçekleştirilir. ASTM (American Society for Testing and Materials) standartları baz alındığında kürenin çapı 5 mm, destek olacak halkanın çapı 16 mm olan küre serisi içerir. Yük, destek olacak küreler üzerinde homojen yayılmalıdır. Bundan dolayı örneklerin yüzeylerinin düz olduğundan emin olunmalıdır.(138)



Şekil 6. Ball on ring bükme testinin düzeneği

c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston

Bu yöntemde örnek materyal, birbirlerine merkezden 120° açı yapacak şekilde konumlandırılan yaklaşık 3.2 mm çapındaki çelik toplar üzerinde konumlandırılmaktadır. Örneğin merkezine 1.2-1.6 mm çaplı düz uçlu silindir piston ile yük uygulanmaktadır. Disk formundaki test örnekleri ISO 6872 standardına uygun boyutlarda hazırlanmaktadır (12-16 mm çap, 1.2 ± 0.2 mm kalınlık). Bu testte tüm toplar pistona eşit ve yakın mesafede konumlandırılır. Bu düzenek örnek kenarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir. Piston ile uygulanan yük eşit dağılmayıp bu yükü modellemek güçtür. (134,139)



Şekil 7. Piston on three ball bükme testinin düzeneği

2.11. Çalışmada kullanılacak geçici rezin siman

Günümüzde restorasyonlarda artan estetik beklenti sonucu meydana gelen gelişmeler doğrultusunda hem daimi hem de geçici simantasyon için rezin simanların kullanımı yaygın hale gelmiştir. Gerilme ve baskıya karşı direnç, çeşitli renk alternatiflerinin olması, ağız içi sıvılara karşı geleneksel simanlara göre daha az çözünürlüklerinin olması gibi avantajlarının yanı sıra uygulamanın hassas ve uzun olması, polimerizasyon sonrası kalan simanın ortamdaki uzaklaştırılabilirliğinin güç olması ve dış çevresindeki dokularda hasara yol açabilmesi gibi dezavantajlara sahiptir. Bu çalışmada geçici simantasyon yapılmasının amacı örnekler kısıtlı sayıda model üzerinde test edildiği için her test sonrası örneklerin modelden kolay ayrılabilmesini sağlamaktır.

İmplant üzeri sabit bir restorasyonun uygulama aşamasında siman seçiminde dikkat edilmesi gereken birkaç faktör bulunmaktadır. Bunlar;

- retansiyon miktarı,
- maliyet,
- artık simanın temizlenebilirliği,

- komplikasyonla karşılaşıldığında kolaylıkla müdahale edilebilmesidir.(140)

Temp-Bond Clear (Kerr): İçeriğinde antibakteriyel özellikte olan triklosan bulunup ojenol içermemektedir. Piyasada bulunan en translusent geçici rezin siman olduğundan mükemmel bir estetik sunmaktadır. Dual-cure polimerizasyon gerçekleştiği için uzun süreli geçici restorasyon endikasyonlarında kullanımı uygundur. İçeriğinde baz olarak polimerize olmamış üretan-akrilat monomerleri yer alırken katalizör olarak içeriğinde polimerize olmamış üretan-akrilat monomerlerine ilaveten dibütil ftalat yer almaktadır. Akrilik reçineler içerdiği için polimerize olmamış metakrilat reçineleri kontak dermatite yol açabilmektedir. Otomatik karıştırma şırıngasında bulunduğu için kullanımı oldukça kolaydır. Akışkanlığı sayesinde restorasyonların dayanaklara optimal oturumu sağlanmaktadır. Çiğneme basınçlarına karşı yeterli güçte olmasına rağmen istendiğinde restorasyonların kolay çıkarılmasına izin vermektedir. Saklama koşullarına, sıcaklığa, neme ve ürünün yaşına bağlı olarak çalışma süresi $\geq 1:30$ (dd:ss) ve sertleşmesi süresi $\leq 5:30$ (dd:ss) dir. Bu malzeme, minimum 1000 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna ve $400\text{-}520 \text{ nm}$ aralığında ışık dalga boyu çıkışına sahip bir LED ışıkla polimerize olmak üzere tasarlanmıştır.(141)

Bu çalışmanın amacı ti-base dayanaklar üzerine CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen monolitik zirkonyum dioksit ve lityum disilikat restorasyonların farklı konnektör çaplarındaki kırılma ve bükülme dayanımlarını in-vitro olarak araştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi: Ti-base dayanaklar üzerine hazırlanan köprülerde;

- I. Farklı seramik materyallerin kullanılması, kırılma ve bükülme dayanımında herhangi bir fark oluşturmaz.
- II. Farklı seramik materyallerin tasarımında konnektör kesit alanının değişmesi, materyallerin kırılma ve bükülme dayanımında değişikliğe sebep olmaz.

3. MATERYAL METOD

Bu çalışma Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi test laboratuvarında in-vitro ortamda yapıldı. Çalışma için 12 adet implant analogu ve 12 adet ti-base abutment (çap: 4.5 mm, GH: 2.7, baca boyu: 4.0 mm, copaSKY uni.fit, Bredent Sky Implant Systems, Germany) kullanıldı. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 5 ve 6'da belirtilmiştir.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyal listesi

Materyal	İçerik	Üretici firma
İmplant analogu Bredent Dental Implant	Ti %99 Grade 4	Bredent Sky Implant Systems, Germany
Abutment Bredent copa SKY Ti-base	Ti %99 Grade 4	Bredent Sky Implant Systems, Germany
Monolitik zirkonya VITA YZ ST (4Y-TZP)	ZrO ₂ : %88-93 Y ₂ O ₃ : %6-8 HfO ₂ : %1-3 Al ₂ O ₃ : %0-1 Pigmentler : %0-1	VITA Zahnfabrik , Germany
IPS e.max press	SiO ₂ : %57-80 Li ₂ O : %11-19 K ₂ O : %0-13 P ₂ O ₅ : %0-11 ZrO ₂ : %0-8 ZnO : %0-8 Diğer oksitler ve seramik pigmentleri: %0-10	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Dental döküm reçinesi Burn		Powerresins, Turkey
Geçici yapıştırma ajanı Temp-Bond Clear	Hidroksietil metakrilat, silika, tiyoüre, etildimetilaminobenzoat, triklosan,pigment	Kerr, Italy

Tablo 6. Çalışmada kullanılan cihaz listesi

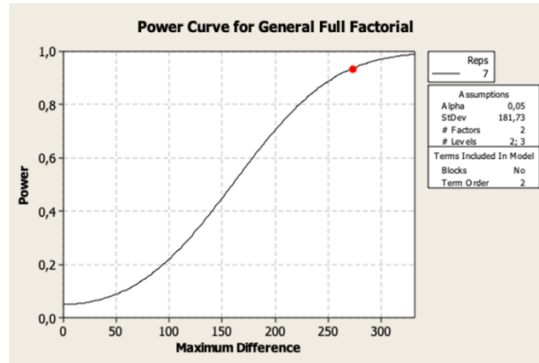
Cihazın adı	Üretici firma
Bredent BF2 (paralelometre)	Bredent, Germany
3Shape D900 lab scanner	3Shape, Copenhagen, Denmark
Programat EP 3010, press fırını	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Redon GTR kazıyıcı	Redon Technology A.Ş., Turkey
Woodpecker LED ışık cihazı	Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, China
SD Mechatronik Termocycler	SD Mechatronik, Germany
Shimadzu AG-X, Universal test cihazı	Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan
3D Printer	3BFab, Turkey
Zirkon sinterleme asansör fırını	ELV MoS serisi, Protherm Furnaces, Turkey

3.1. Araştırma Planı ve Yöntemi

3.1.1. Çalışma gruplarının oluşturulması

3.1.1.1. Güç analizi

Faktör düzeyleri arasında $272,4 \pm 181,73$ birimlik kırılma farkının anlamlı bulunacağı beklentisiyle 2 faktörlü faktöryel denemede gereken minimum tekrar sayısı 7 olarak belirlenmiştir ($\alpha=0,05, 1-\beta=0,90$). Güç analizi Minitab 20.1 programı kullanılarak yapılmıştır.



Resim 1. Güç analizi grafiği

3.1.1.2. Grupların oluşturulması

Bu çalışmada toplamda 42 adet 3 üyeli implant üstü köprü restorasyon dizayn edildi. Monolitik zirkonya ve lityum disilikattan üretilmek üzere 2 ana grup (N=21) oluşturuldu. Daha sonra bu iki ana grup kendi içerisinde konnektör kesit alanına bağlı olarak 3 alt gruba (n=7) ayrıldı. Gruplar şematik olarak Tablo:7 de gösterilmiştir.

Tablo 7. Çalışma Grupları

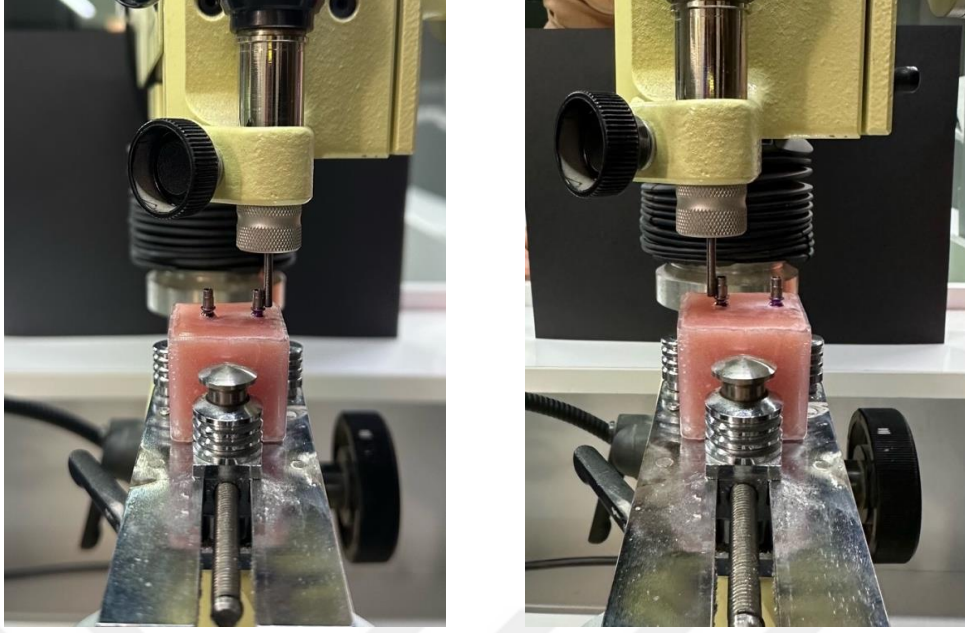
Materyal Konnektör kesit alanı	Monolitik zirkonya N = 21 (21 adet 3 üye köprü)		Lityumdisilikat N = 21 (21 adet 3 üye köprü)
9mm ²	n = 7	12 mm ²	n = 7
12mm ²	n = 7	16 mm ²	n = 7
15mm ²	n = 7	20 mm ²	n = 7

3.1.2. Örneklerin hazırlanması

Çalışma için analoglar 2'şer abutment dayanağı 1'er pontik mesafeli olacak şekilde 3 üyeli köprü dizaynına uygun şekilde akrilik bloğa yerleştirildi. Yerleştirme yapılırken paralelometre kullanılarak abutmentlerin paralelliği kontrol edildi.

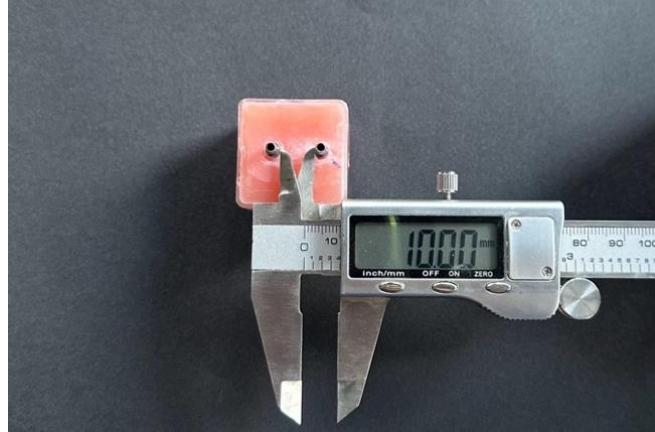


Resim 2. Akrilik model elde edilmesi



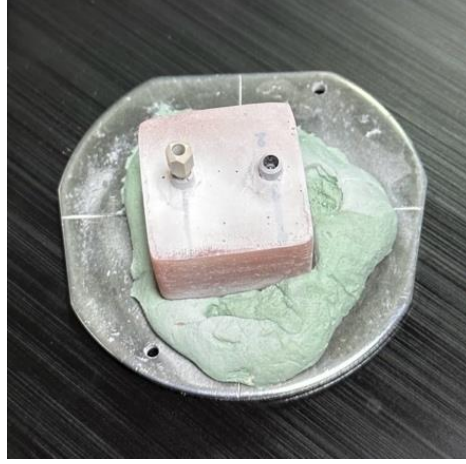
Resim 3. Dayanakların paralellüğünün paralelometre ile kontrolü

Köprü modelini oluşturmak amacıyla maksiller kanin ve 2.premolar dayanak, 1.premolar ise gövde olacak şekilde planlandı. Köprü için iki abutment arası mesafe 10 mm olarak belirlendi.



Resim 4. Dayanaklar arası mesafenin dijital kumpas ile ölçümü

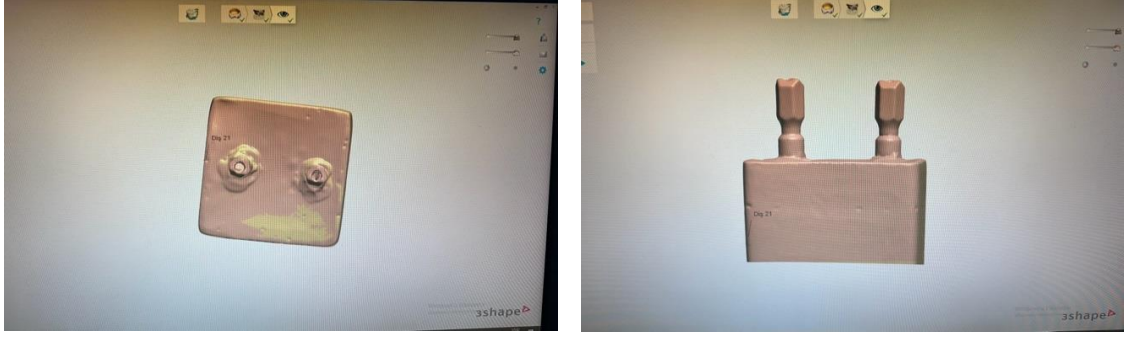
Analoglar üzerine abutmentlar üretici talimatları göz önünde bulundurularak tork kontrollü vidalama aleti (Bredent Universal Screwdriver) ile torklandıktan sonra (30 N) tarama kepi kullanılarak laboratuvar tipi tarayıcıda (3Shape lab scanner D900) taratılıp dijital ortama aktarıldı.



Resim 5. copaSKY uni.fit scan abutment takılı modelin tablaya sabitlenmesi sonrası pudralanmış görüntüsü

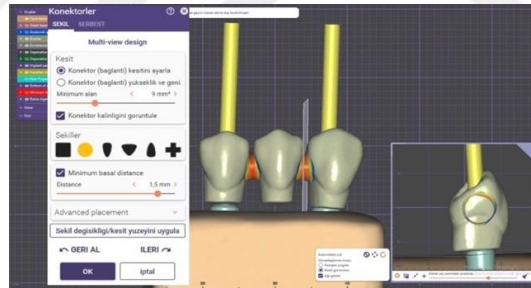


Resim 6. Modelin laboratuvar tipi tarayıcıya yerleştirildikten sonraki görüntüsü

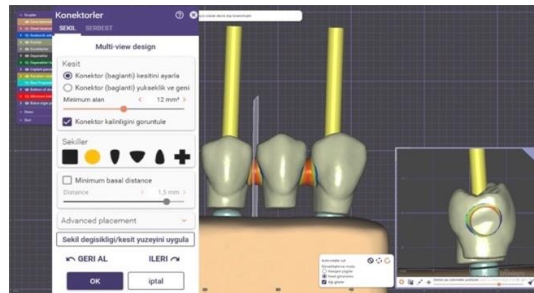


Resim 7. Taranan modelin Exocad'deki görüntüleri

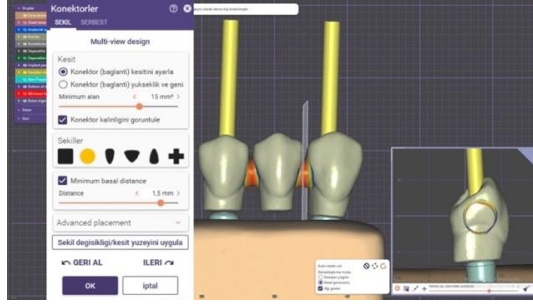
Sonrasında örnekler üzerine CAD/CAM destekli (Exocad GmbH, Darmstadt, Germany), 3 farklı konnektör kesit alanı olacak şekilde tasarlanıp (monolitik zirkonya için 9 mm², 12 mm², 15 mm² ; lityum disilikat için 12mm², 16mm², 20mm²); 21 adet monolitik zirkonya ve 21 adet lityum disilikat olmak üzere toplamda 42 adet köprü üretildi. Köprü restorasyonların tasarımı yapılırken maksiller kanin, 1.premolar ve 2.premolar dişlerin serviko-oklüzal, bukko-lingual ve mezio-distal boyutları literatür bilgisi referans alınarak belirlenmiştir.(142)



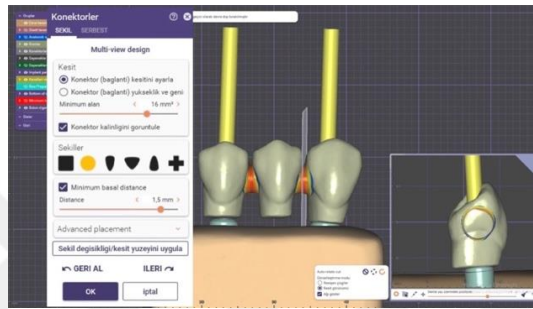
Resim 8. Dijital model üzerinde 9 mm² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti



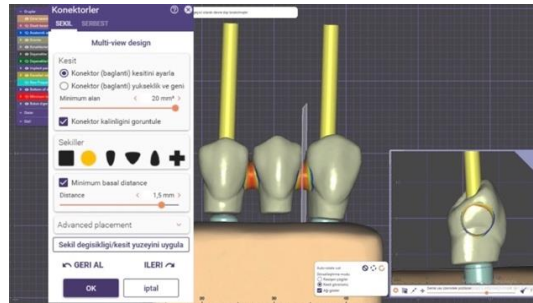
Resim 9. Dijital model üzerinde 12 mm² konnektör kesit alanına sahip örneklerin konnektör tasarım parametreleri ve kesiti



Resim 10. Dijital model üzerinde 15 mm² konektör kesit alanına sahip örneklerin konektör tasarım parametreleri ve kesit



Resim 11. Dijital model üzerinde 16 mm² konektör kesit alanına sahip örneklerin konektör tasarım parametreleri ve kesiti



Resim 12. Dijital model üzerinde 20 mm² konektör kesit alanına sahip örneklerin konektör tasarım parametreleri ve kesiti

Monolitik zirkonya köprü restorasyonlar laboratuvar tipi kazıyıcı (Redon GTR, Redon Technology A.Ş.) kullanılarak, lityum disilikat köprü restorasyonlar ise press firmı (Programat EP 3010, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak üretildi.



Resim 13. Çalışmada kullanılan porselen press fırını



Resim 14. e.max press ingotların pressleme değerleri



Resim 15. Çalışmada kullanılan laboratuvar tipi kazıyıcı

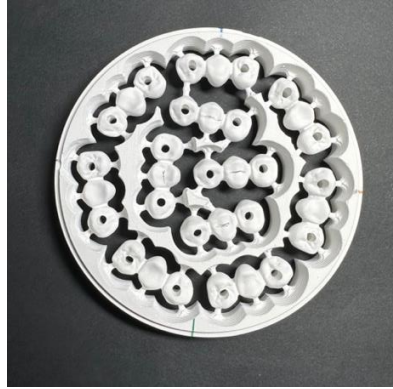
Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması

A3 renginde monolitik zirkonya (VITA YZ ST) disklerin kullanıldığı bu grubun örnekleri üretici firmanın yönergeleri dikkate alınarak % 25 oranda daha büyük kazındı ve sonrasında sinterlendi. VITA YZ ST'nin sinter parametreleri;

- Ön ısıtma: 8 °C/ dak.'dan 1530 °C'ye
- Bekleme süresi: 1530 °C'de 120 dakika
- Soğutma: %100'de 200 °C'ye kadar



Resim 16. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya disk



Resim 17. Monolitik zirkonya diskin kazındıktan sonraki görüntüsü



Resim 18. Sinterizasyon için kullanılan fırın



Resim 19. Sinterizasyon sonrası monolitik zirkonya restorasyonlar (soldan sağa doğru 9 mm², 12 mm², 15 mm² 'lik gruplar)

Lityum disilikat örneklerin hazırlanması

Lityum disilikat köprü restorasyonlar üretilmeden önce, Exocad programında yapılan tasarımla 3 boyutlu yazıcıdan döküm reçineleri (Burn, Powerresins) formunda basıldı. Üretilen bu reçine örnekler manşete alındıktan sonra lityum disilikat ingotlardan (LT, A4, D2, e.max Press, Ivoclar Vivadent) preslenerek lityum disilikat köprü restorasyonlar üretildi.



Resim 20. Çalışmada kullanılan dental döküm reçinesi



Resim 21. Çalışmada kullanılan üç boyutlu yazıcı



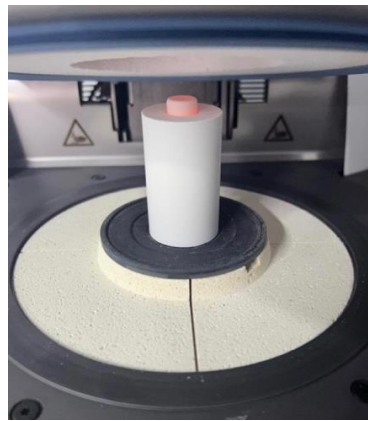
Resim 22. Üç boyutlu yazıcıdan lityum disilikat köprü restorasyonların presslenmesi için basılan döküm reçineleri (soldan sağa doğru 12 mm², 16 mm², 20 mm²)



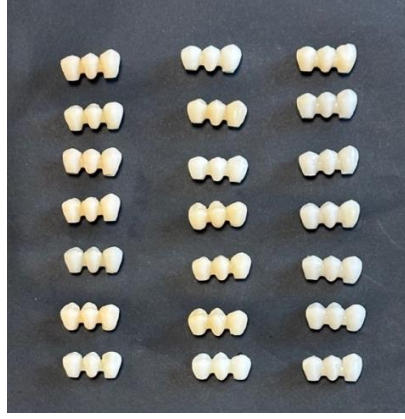
Resim 23. Çalışmada kullanılan e.max Press ingot



Resim 24. Döküm reçinelerinin manşete alınması

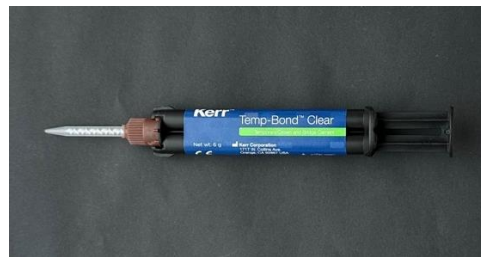


Resim 25. e.max Press ingotun press fırınına alınması



Resim 26. Üretilen lityum disilikat esaslı köprü restorasyonlar (soldan sağa doğru 12 mm², 16 mm², 20 mm²'lik gruplar)

Üretilen köprülerin simantasyonundan önce Ti-base abutmentların vida deliklerine teflon bant yerleştirildi ve restorasyonların Ti-base abutmentlara oturumu kontrol edildi. Kontroller yapıldıktan sonra her simantasyondan önce %70'lik etil alkol ile yüzey temizliği yapıp geçici simantasyon aşamasına geçildi. Restorasyonların iç yüzeyleri simantasyona geçmeden önce (monolitik zirkonya dayanakların iç yüzeyleri için; 2,5 bar basınç altında 50 µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama, lityum disilikat dayanakların iç yüzeyleri için; %9'luk HF asit ile 60 saniye asitleme) hazırlandı. Geçici simantasyon ‘ dual cure ‘ özelliğe sahip olan Temp-Bond Clear (Kerr) yapıştırma ajanı kullanılarak, üretici firma talimatları doğrultusunda yüzey başına 20 saniye ışınlanarak yapıldı.



Resim 27. Çalışmada kullanılan dual-cure geçici rezin siman



Resim 28. Geçici resin simanın polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazı

3.1.3. Örneklerin Test Edilmesi

3.1.3.1. Termal siklus uygulaması

Simante edilen restorasyonlar, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında 5°C - 55°C derecede 30 saniye süre ve 5000 döngü ile termal yaşlandırmaya (SD Mechatronik Termocycler, Germany) tabi tutuldu.



Resim 29. Termal yaşlandırma cihazı

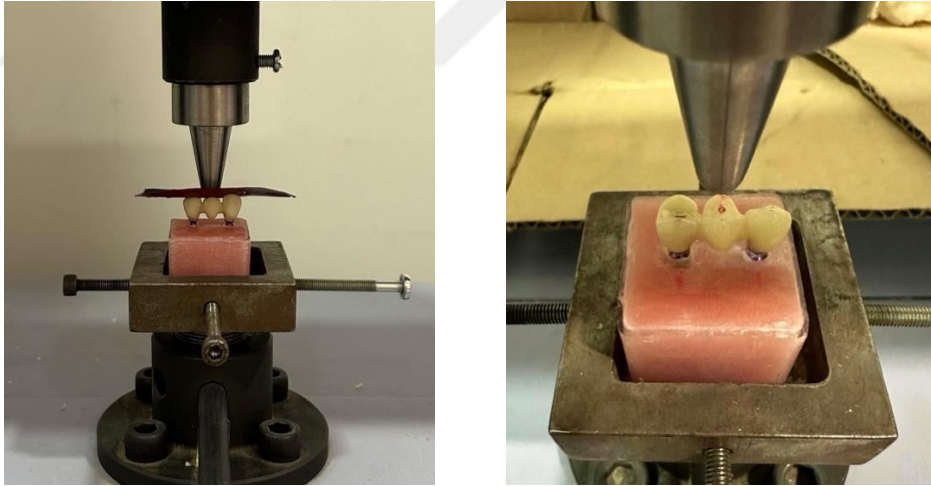
3.1.3.2. Kırılma ve bükülme testi

Hazırlanan akrilik model universal test makinesine (Shimadzu AG-X, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya), kuvvetin uygulanacağı nokta köprü restorasyonun santral fossasına denk gelecek ve kuvvet oklüzal düzleme dik olacak şekilde yerleştirildi ve sonrasında stabilizasyonu sağlandı. Kırma testine başlamadan önce örneklerle uygulanacak kuvvetin hızı Trapezium programında 0,5 mm/dk olarak belirlendi. 4,5 mm çapında paslanmaz çelik bilye olarak tasarlanan uç ve köprü restorasyonlar arasına 40 µm kalınlığında artikülasyon kağıdı yerleştirilerek hem kuvvetin homojen dağılması

hedeflendi hem de gövdeye yaklaşan ucun oklüzal fossada temas noktası teyit edildi. Uygulanan kuvvet sonucunda restorasyonda meydana gelen değişimler gözlemlendi. Cihazda örneklerin kırılma ve bükülme dayanımları test edildi. Örneklerin maksimum kırılma kuvveti Newton (N) cinsinden kaydedilirken bükülme dayanımları MPa cinsinden kaydedildi.



Resim 30. Universal test cihazı

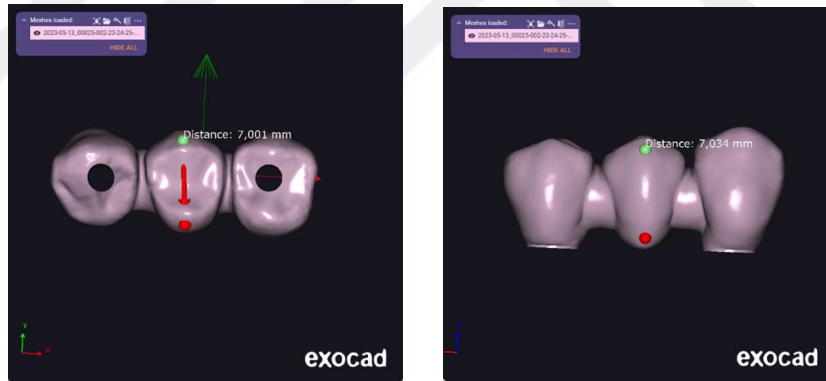


Resim 31. Örnekler test edilmeden önce artikülasyon kağıdı ile çelik ucun seramikte temas ettiği noktanın kontrolü

Bükülme dayanımını ölçmek için diş hekimliği materyallerinde yaygın olarak kullanılan ‘üç nokta bükme testi (three point bending)’ kullanılıp ve sonuçlar megapascal (MPa) cinsinden kaydedildi. Üç nokta bükme testi, iki destek üzerine yerleştirilen dikdörtgen şeklindeki çubuğun tam ortasına uygulanan yükü gerçekleştirilir. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) üç

nokta bükme testinin materyallerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesi için uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Test edilecek çubuğun orta noktasına bir kuvvet uygulandığı zaman elde edilen gerilimin sayısal değeri şu şekilde ifade edilir: $Stres = \frac{3 FL}{2 bd^2}$ (L destekler arasındaki mesafe, b örneğin enini, d'de örneğin kalınlığını belirtir)(143). Örneklerin ortalama kalınlıkları ve enleri Exocad programında yapılan tasarımlar üzerinde her grup için ayrı ayrı ölçüldü. Ortalama kalınlıklar; köprü restorasyonun ve konnektörün en süperior noktaları arasında ortalama bir nokta işaretlenerek ve yine köprü restorasyonun ve konnektörün en inferior noktaları arasında ortalama bir nokta işaretlenerek belirlendi. Aynı yöntem köprü restorasyonların ortalama enlerini belirlemek için de kullanıldı; köprü restorasyonun ve konnektörün en anterior noktaları arasında bir nokta işaretlenerek ve yine köprü restorasyonun ve konnektörün en posterior noktaları arasında ortalama bir nokta işaretlenerek belirlendi.



Resim 32. 20 mm² kesit alanına sahip örneklerin Exocad üzerinde ortalama eninin ve kalınlığının belirlenmesi

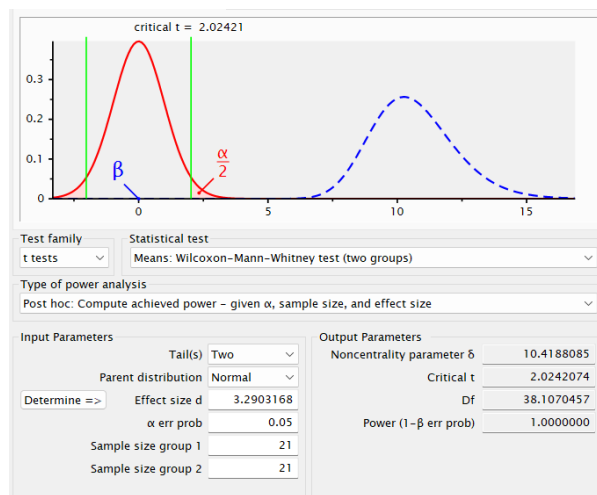
4. BULGULAR

4.1. İstatistiksel Analiz

Çalışma verileri 21 Monotolik Zirkonya ve 21 Lityum Disilikat materyali olmak üzere toplam 42 vakadan oluşmaktadır. Analizler IBM SPSS Statistics 26 paket programı üzerinden yapılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken kategorik değişkenler için sıklıklar (sayı, yüzde), sayısal değişkenler için ise tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum) verilmiştir. Gruplardaki vaka sayıları 30'dan az olduğu için çalışmada parametrik olmayan istatistiksel yöntemlerden yararlanılmıştır. İki bağımsız grup arasında farklılık olup olmadığı Mann Whitney U, ikiden fazla bağımsız grup arasında farklılık olup olmadığı ise Kruskal Wallis Testi ile incelenmiştir. Kruskal Wallis Testi sonucunda farklılık çıkması durumunda farklılığın kaynaklandığı grubun tespitinde Bonferroni düzeltmeli sonuçlar kullanılmıştır. Analizlerde istatistiksel anlamlılık 0,05 düzeyinden kontrol edilmiştir.

4.2. Çalışma Sonrası Güç Analizi

Çalışma sonuçlarından çalışmanın etki genişliği 3,29 olarak bulunmuştur. Çalışmanın güç analizi G*Power paket programı kullanılarak hesaplanmıştır. Buna göre 21 Monotolik Zirkonya ve 21 Lityum Disilikat materyali olmak üzere toplam 42 vaka ile tamamlanan çalışmanın gücü 3,29 etki genişliği 0,05 anlamlılık düzeyinde %100 olarak hesaplanmıştır. Güç analizine ilişkin ekran görüntüsü aşağıda verilmiştir.



Resim 33. Çalışma sonrası güç analizine ilişkin ekran görüntüsü

4.3. Kırılma ve Bükülme Dayanım Testi Sonuçları

CAD/CAM sistemi ile tasarlanan ve iki farklı yöntem ile üretilen implant üstü monolitik zirkonya ve lityum disilikat esaslı tam seramik köprü restorasyonların kırılma ve bükülme dirençleri üzerine, farklı konnektör ebatlarının etkisi incelenmiş ve gruplara ait tanımlayıcı istatistikler Tablo 8, 9 ve 10'da gösterilmektedir.

Çalışma sonuçlarına göre en yüksek kırılma direncini, monolitik zirkonya örneklerde 15 mm²'lik kesit alanına sahip örnek (2250,94 N) ve lityum disilikat örneklerde ise 20 mm²'lik kesit alanına sahip örnek (895,56 N) göstermiştir. En düşük kırılma direncini ise monolitik zirkonya örneklerde 9 mm²'lik örnek (1085,65 N) ve lityum disilikat örneklerde ise 12 mm²'lik örnek (448,46 N) göstermiştir. Bükülme dirençleri incelendiğinde, en yüksek bükülme direncini, monolitik zirkonya örneklerde 15 mm²'lik kesit alanına sahip örnek(122,95 MPa) ve lityum disilikat örneklerde ise 16 mm²'lik kesit alanına sahip örnek (40,79 MPa) ile 20 mm²'lik örnek (39,16 MPa) göstermiştir. En düşük bükülme direncini ise monolitik zirkonya örneklerde 9 mm²'lik örnek (89,72 MPa) ve lityum disilikat örneklerde ise 12 mm²'lik örnek (30,14 MPa) göstermiştir.

4.3.1. Monolitik zirkonya materyalinde konnektör kesit alanına göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi

Tablo 8. Monolitik zirkonya örneklerin konnektör kesit alanına göre mekanik test sonuçlarının istatistiksel analizi

Kırılma Dayanımı (N)	n	Ort.	SS	Medyan	Min.	Max.	KW	p
9 mm ²	7	1207,21	83,55	1202,15 ^A	1085,65	1338,84	17,818	<0,001*
12 mm ²	7	1594,59	93,84	1596,10 ^{A,B}	1467,17	1735,47		
15 mm ²	7	2074,67	111,26	2076,68 ^B	1934,44	2250,94		
Bükülme Dayanımı (MPa)								
9 mm ²	7	99,77	6,90	99,35 ^A	89,72	110,65	8,883	0,012*
12 mm ²	7	107,16	6,31	107,26 ^{A,B}	98,60	116,63		
15 mm ²	7	113,32	6,08	113,43 ^B	105,66	122,95		

KW:Kruskal Wallis *:p<0,05

A, B: Gruplar arası farklılıkları (aynı sütunda) göstermektedir.

Tablo 8 incelendiğinde uygulanan Kruskal Wallis Analizi sonucunda Monolitik Zirkonya materyalinde:

Konnektör kesit alanları farklı gruplar arasında kırılma dayanımı ve bükülme dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Bonferroni düzeltmeli sonuçlar incelendiğinde hangi düzeyler arasında farklılık olduğunu göstermek için harfler kullanılmıştır. Aynı harfleri içeren düzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakta (p>0,05) iken farklı harfleri içeren düzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Buna göre konnektör kesit alanı 9 mm² olanlarda kırılma ve bükülme dayanımı düzeyleri, 15 mm² olanlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha azdır. 9 mm²'lik örnekler ve 12 mm²'lik örnekler ile 12 mm²'lik ve 15 mm²'lik örneklerin kendi aralarında bükülme ve kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

4.3.2. Lityum disilikat materyalinde konnektör kesit alanına göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi

Tablo 9. Lityum disilikat örneklerin konnektör kesit alanına göre mekanik test sonuçlarının istatistiksel analizi

Kırılma Dayanımı (N)	n	Ort.	SS	Medyan	Min.	Max.	KW	p
12 mm ²	7	500,84	37,72	512,40 ^A	448,46	543,99	17,818	<0,001*
16 mm ²	7	685,75	41,50	674,20 ^{A,B}	635,20	746,79		
20 mm ²	7	859,94	28,00	865,07 ^B	819,84	895,56		
Bükülme Dayanımı (MPa)								
12 mm ²	7	33,66	2,53	34,44 ^A	30,14	36,56	10,004	0,007*
16 mm ²	7	37,46	2,27	36,82 ^B	34,69	40,79		
20 mm ²	7	37,61	1,22	37,83 ^B	35,85	39,16		

KW:Kruskal Wallis *:p<0,05

A, B: Gruplar arası farklılıkları (aynı sütunda) göstermektedir.

Tablo 9 incelendiğinde uygulanan Kruskal Wallis Analizi sonucunda Lityum Disilikat materyalinde:

Konnektör kesit alanları farklı gruplar arasında kırılma ve bükülme dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Bonferroni düzeltmeli sonuçlar incelendiğinde hangi düzeyler arasında farklılık olduğunu göstermek için harfler kullanılmıştır. Aynı harfleri içeren düzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakta (p>0,05) iken farklı harfleri içeren düzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Buna göre kırılma dayanımı açısından konnektör kesit alanı 12 mm² olan örneklerin 16 mm²'lik örnekler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Ancak 12 mm²'lik örneklerin kırılma dayanım değerleri konnektör kesit alanı 20 mm² 'lik örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha azdır. Konnektör kesit alanı 12 mm² olanlarda bükülme dayanımı 16 mm²'lik ve 20 mm²'lik örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede

daha azdır. 16 mm²'lik ve 20 mm²'lik örneklerin kendi aralarında kırılma ve bükülme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

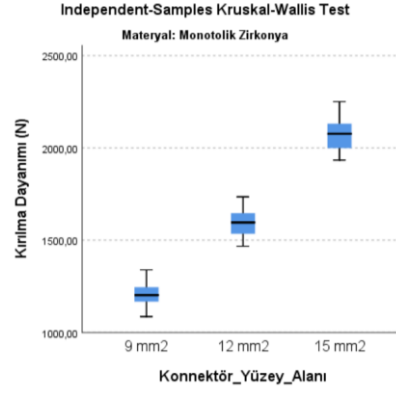
Tablo 10. Konnektör kesit alanı eşit (12 mm²) olan örneklerde materyale göre kırılma ve bükülme dayanımı farklılıklarının incelenmesi

Kırılma Dayanımı (N)	n	Ort.	SS	Medyan	Min.	Max.	KW	p
Monolitik Zirkonya	7	1594,59	93,84	1596,10	1467,17	1735,47	-3,130	0,002*
Lityum Disilikat	7	500,84	37,72	512,40	448,46	543,99		
Bükülme Dayanımı (MPa)								
Monolitik Zirkonya	7	107,16	6,31	107,26	98,60	116,63	-3,130	0,002*
Lityum Disilikat	7	33,66	2,53	34,44	30,14	36,56		

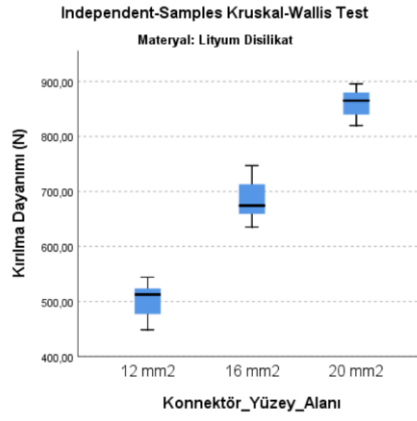
Z: Mann Whitney U Analizi *: $p < 0,05$

Tablo 10 incelendiğinde uygulanan Mann Whitney U Analizi sonucunda:

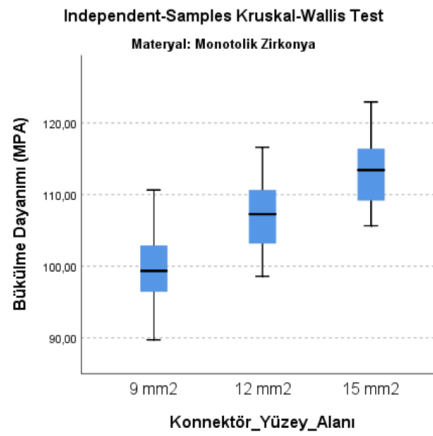
Konnektör kesit alanı 12 mm² olan monolitik zirkonya ve lityum disilikat grupları arasında kırılma ve bükülme dayanımı bakımından $p=0,002$ olduğu için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Buna göre konnektör kesit alanı 12 mm² olan monolitik zirkonya örneklerinde kırılma ve bükülme dayanımı düzeyleri lityum disilikat örneklerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazladır.



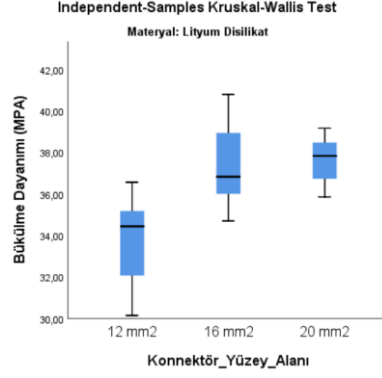
Şekil 8. Monolitik zirkonya köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen kırılma dayanım değerleri



Şekil 9. Lityum disilikat köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen kırılma dayanım değerleri



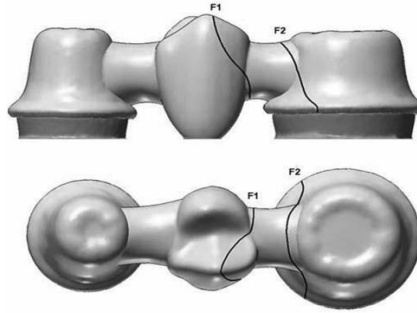
Şekil 10. Monolitik zirkonya köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen bükülme dayanım değerleri



Şekil 11. Lityum disilikat köprülerde farklı konnektör kesit alanlarına göre meydana gelen bükülme dayanım değerleri

4.4. Kırık Tipleri ve Lokasyonları

Yapılan testler sonucunda kırık tiplerini teşhis etmek amacıyla kırılan örnekler fotoğraflanmıştır. Kırık tiplerini sınıflandırırken Ambre ve arkadaşlarının sınıflaması referans alınmıştır.(144)



Şekil 12. Ambre'nin çalışmasına göre F1, F2 kırık tipleri

Tablo 11. Ambre'nin kırık tipleri sınıflaması

Kırık Tipleri	
F1	Yükün uygulandığı gövdeye bakan konnektörün gövdeyle birleştiği köşeden başlayıp yükün uygulandığı gövde boyunca uzanan kırık tipidir.
F2	Kronun konnektöre bakan yüzünde koleden başlayıp konnektöre doğru uzanan kırık tipidir.

Çalışmada bu sınıflamaya ait sadece F1 tipte kırıklar tespit edilmiştir.



Resim 34. Monolitik zirkonya örneklerde tespit edilen F1 kırıklar



Resim 35. Lityum disilikat örneklerde tespit edilen F1 kırıklar

Tablo 12. Monolitik zirkonya köprülerde konnektör tasarımına göre kırık tiplerinin dağılımı

Konnektör kesit alanı	Kırık Tipleri		
	F1	F2	Toplam
9 mm ²	7	0	7
12 mm ²	7	0	7
15 mm ²	7	0	7
Toplam	21	0	21

Tablo 13. Lityum disilikat köprülerde konnektör tasarımına göre kırık tiplerinin dağılımı

Konnektör kesit alanı	Kırık Tipleri		
	F1	F2	Toplam
12 mm ²	7	0	7
16 mm ²	7	0	7
20 mm ²	7	0	7
Toplam	21	0	21

Tablo 14. Kırıkların meydana geldiği bölgeye göre sınıflandırma

Materyal	Kırık Lokasyonları		
	Mezial	Distal	Toplam
Monolitik zirkonya	4	17	21
Lityum disilikat	8	13	21
Toplam	12	30	42

Monolitik zirkonya ve lityum disilikat restorasyonlarda kırılmalar çoğunlukla distal konnektör bölgesinde görüldü.



5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde teknolojik ilerlemelere bağlı olarak tek ve/veya çok üye restorasyonların üretimi için bilgisayar destekli sistemler ön plana çıkmıştır. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri, implant destekli sabit restorasyonlarla dişsiz arkların rehabilitasyonu için rutin olarak kullanılmaktadır. Çünkü bu sistemler, implantlar ve protetik yapılar arasındaki uyumu geleneksel metal alaşımlarından daha iyi gerçekleştirmekte ve son derece duyarlı olup laboratuvar işlemlerini elimine ederek çalışmaktadır. Bundan dolayı protezlerin fabrikasyonu için gereken zamanın az olması, klinik şartlarda restorasyonun basit bir yöntemle hazırlanarak tek gün içerisinde hastaya teslim edilebilmesi gibi durumlardan dolayı diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmıştır. Restorasyonlar dijital platformda tasarlanıp kazıma cihazında kazındığından dolayı fırınlama işlemleri ortadan kalkmıştır. Böylelikle sıcaklık değişiminden kaynaklı meydana gelebilecek stres, porozite oluşumu, büzülme gibi fiziksel değişimler materyallerin dayanıklılığına olumsuz etkiye bulunamayacaktır. Restorasyonların tasarımları yapıldıktan sonra aynı tasarım üzerinden birden fazla üretim gerçekleştirilebileceği için bilgisayar destekli üretimde standardizasyonu sağlamak kolay hale gelmiştir. Bu çalışmada CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem standardizasyon sorunlarının ortadan kaldırılması hem de mekanik anlamda dayanıklı implant üstü sabit protetik restorasyonların üretilip test edilmesi hedeflendi.

Dental implantlar, çenelerde dişsiz bölgelerinin rehabilitasyonu için öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Uzun dönem klinik takip sonuçlarını içeren çalışmalarda dental implantların sağ kalım ve başarı yüzdeleri %90-95 civarında belirtilmiştir. Bu başarıyı etkileyen faktörler arasında; hastanın genel sağlık durumu ve ağız hijyeni, implantın uygulandığı bölgedeki kemik kalitesi, implantın tasarımı, cerrahi prosedür ve protetik yüklemmeden sonraki kuvvet dağılımı yer almaktadır.(145–149) Ayrıca implant destekli sabit bölümlü protezlerde, diş destekli sabit bölümlü protezlerde meydana gelen sekonder çürük oluşumunun olmaması hayatta kalma oranlarını artıran önemli faktörlerden biridir. İmplantlar ile protetik üst yapı arasındaki bağlantıyı sağlayan dayanakların seçimi, bu tedavilerin başarısında önemli bir role sahiptir.

Geleneksel metotlarla ve CAD-CAM sistemiyle üretimi gerçekleştirilmiş implant üzeri tam seramik köprü restorasyonların 5 yıllık hasta takibini içeren bir çalışmada, restorasyonların ve implantların hayatta kalım oranları %100 olarak belirtilmiştir.(150) Aksine bu oranın diş destekli köprü restorasyonlarındaki 5 yıllık takibi sonucunda %93.8 olduğu gösterilmiştir. Vult von Steyern ve ark.'nın(151) implant üzeri ve diş destekli restorasyonların kırılma dayanımlarını incelendiği bir çalışmada, implant üzeri sistemlerin kırılma dayanımı açısından diş destekli sistemlere göre avantajlı olduğu vurgulanmıştır. Rijk ve Scherrer(152), restorasyonların oturacağı dayanak malzemelerinin Young modülünün artmasından kaynaklı kırılma dirençlerinin de artacağını belirtmişlerdir. Rismanchian ve ark.'nın(153) 2014'te yaptığı bir çalışmada, örneklere dayanım testleri uygulanırken meydana gelen fazla kuvvetler sebebiyle abutmentin restorasyondan önce başarısızlığa uğramaması için metal abutment seçimi yapılmıştır. Mevcut çalışmada elde ettiğimiz model ile implant analogları arasında, naturel dişlerde var olan periodontal ligament olmadığı için koşulların nispeten in-vivo şartlara benzerlik gösterebileceği düşünülmüştür.

İn-vitro ortamda yapılan bu çalışma için; vidalı ve simante dayanak sistemlerinin avantajlarını bir araya getirmesi, üretim ve uygulama kolaylığı gibi olumlu özelliklerinden dolayı popüler hale gelen ti-base dayanaklar seçildi. Vida tutuculu implant destekli restorasyonlarla ilgili Molainen ve ark.'nın(154) yaptığı bir çalışmada, doğrudan implantlara vidalanan ve ti-base dayanaklara simante edilen kısmen stabilize edilmiş ve tamamen stabilize edilmiş monolitik zirkonya kronların kırılma direnci değerlendirilmiştir. Sonuçlar, kısmen stabilize edilmiş veya tamamen stabilize edilmiş ti-base dayanaklara sahip vida tutuculu monolitik zirkonya kronların, ti-base olmayan vida tutuculu zirkonya kronlardan önemli ölçüde daha güçlü olduğunu göstermiştir. Al-Zordk ve ark.'nın(155) yaptığı başka bir çalışmada, ti-base dayanaklar kullanılarak vidalı implant destekli tekli kronlar (abutment ve kron kombinasyonu) imal etmek için lityum disilikat, zirkonya ve polietereketon malzemeleri kullanılmış ve bunların kırılma direnci araştırılmıştır. Ti-base dayanaklı zirkonya kronların kırılma direncinin diğer materyallere göre daha yüksek olduğu ve küçük azı bölgesinde kullanılabileceği görülmüştür.

Ti-base dayanakların implant destekli restorasyonların uyumsuzluğu üzerindeki etkisini araştırmak için birçok girişimde bulunulmuştur.(154,156,157) Ramalho ve ark.(156), üç

adet vidalı restorasyon (frezelenmiş tek parça abutment/kron, ti-base dayanağa simante frezelenmiş kron ve kişiye özel bir dayanağa simante edilmiş frezelenmiş kuron) ve üç adet siman tutuculu restorasyon (frezelenmiş iki parçalı abutment ve kron, ti-base dayanağa simante edilmiş frezelenmiş kron ve kişiye özel bir dayanağa simante edilmiş frezelenmiş kron) dahil olmak üzere farklı tasarımlardan üretilmiş implant destekli tek kronların internal oturumunu değerlendirmiştir. Ti-base ve kişiye özel dayanaklı restorasyonların, dijital olarak frezelenmiş restorasyonlardan önemli ölçüde daha düşük uyumsuzluk değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Benzer şekilde başka bir çalışmada, silikon replika tekniği ve mikrobilgisayarlı tomografi kullanılarak tamamen dijital, ti-base ve kişiye özel dayanaklar imal edilmiş ve implant-abutment bağlantısının farklı bölgelerindeki (marjinal, üst ve orta) internal uyumu açısından değerlendirilmiştir.(157) Ti-base ve kişiye özel dayanakların, dijital olarak frezelenmiş dayanaklardan daha iyi bir internal oturuma sahip olduğu bulunmuştur.

Ti-base dayanaklar tork kaybı açısından değerlendirildiğinde; Adolphi ve ark.'nın(158) yaptığı bir çalışmada, rezin siman kullanılarak ti-base dayanaklara simante edilen zirkonya kronlar ile zirkonya kronların iç yüzeyinin ve ti-base dayanakların dış yüzeyinin çentiklendikten sonra arasındaki tork kaybı, dikey uyumsuzluğu ve stres konsantrasyonu karşılaştırılmıştır. Yazarlar, siman tutuculu restorasyonlarda, çentikli tutuculu restorasyonlara kıyasla tork kaybı miktarının, stres konsantrasyonunun ve vertikal uyumsuzluğun önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir.

Dental implantların etrafındaki marjinal kemik kaybının, implant başarısızlığına yol açabilen biyolojik komplikasyonlardan biri olduğu kanıtlanmıştır. Fazla simanın marjinal kemik kaybı üzerinde dikkate değer bir etkisi olduğu öne sürülmüştür.(159) Ti-base dayanakların kullanılmasının avantajlarından biri de üst yapı malzemelerinin ağız dışında simante edilebilmesi ve fazla simanın uzaklaştırılarak simanın stabilizasyonuna yardımcı olmalarıdır. Marjinal kemik seviyesi ve biyolojik komplikasyonların azalmasına ek olarak, daha önce bahsedildiği gibi ti-base dayanaklar, yüksek eğilme momentleri nedeniyle yüksek oklüzal kuvvetlere dayanabilirler. Bu nedenle, klinik uygulama için uygun bir seçenek olabilirler.(37)

Ti-base abutmentlerin yakın zamanda piyasaya sürülmesi nedeniyle, sağ kalım ve başarısızlık oranlarını, teknik ve biyolojik komplikasyonlarını ve peri-implant yumuşak

doku tepkisi açısından performanslarını değerlendirmek amacıyla yapılan klinik çalışmaların sayısı yetersiz kalmıştır. Joda ve ark.'nın(160) yaptıkları prospektif bir klinik çalışmada, ağız dışında ti-base dayanağa simante edilmiş 50 adet monolitik lityum disilikat kron ile 44 denek üzerinde restorasyonlar yapmışlardır. Restorasyonların çoğu hem maksiller hem de mandibular arklarda premolar ve molar bölgelere yerleştirilmiştir. 2 yıllık takip süresi, tüm implantlar için hayatta kalma oranının %100 olduğunu ve hiçbir biyolojik veya teknik komplikasyon kaydedilmediğini ortaya koymuştur. Bir başka klinik raporda, 1 yıllık bir süre boyunca ti-base dayanaklara simante edilmiş 24 adet iki parçalı zirkonya restorasyonun klinik performansı değerlendirilmiştir.(161) Krestal kemik seviyesi ile ilgili önemsiz bir etki gözlenirken, cep derinliği ve sondalamada kanama önemli ölçüde artış tespit edilmiştir. Bir implantın kaybı nedeniyle %95,8 sağ kalım oranı kaydedilmiştir. Seramiğin kırılması ve vida gevşemesi dahil olmak üzere dört teknik komplikasyon meydana gelmiş ve böylece restorasyonların başarı oranı %83.3 olmuştur.

İmplantlara altın alaşımı, titanyum, zirkonya ve ti-base dahil olmak üzere farklı dayanak türleri yüklendikten sonra immün hücrelerin peri-implant yumuşak dokuya sızmasının incelendiği bir çalışmada, toplam 17 hastaya maksiller ve mandibular posterior bölge olmak üzere 20 adet implant yapılmıştır. İyileşmeden sekiz hafta sonra dayanaklar 1 mm peri-implant yumuşak doku ile beraber çıkarılıp incelenmiştir. Sonuç olarak, altın alaşımlı dayanakların makrofajlar, T-hücreleri ve B-hücreleri gibi inflamatuvar hücrelerin infiltrasyonunda önemli bir artışa sahip olduğunu, ancak ti-base dayanaklar dahil diğer dayanakların inflamatuvar hücre sayısında önemsiz değişiklikler olduğu belirtilmiştir.(162) Ti-base abutmentların performansını değerlendiren in-vivo ve in-vitro çalışmaların sayısı sınırlı olsa da, bu dayanakların kullanımı uygulanabilir bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.

Diş hekimliği 50 yılı aşkın bir süredir çok çeşitli seramik malzemelere sahip olsa da, ağız içerisinde yoğun çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterip kırılmanın önüne geçebilen materyallere son 20 yıl içerisinde sahip olunmuştur. Yapılan bazı klinik çalışmalarda tam seramik sabit bölümlü protezler için %93.6 ile %67 arasında değişen 10 yıllık sağkalım oranları sunulmuştur.(163–166)

Zirkonyum oksit ve lityum disilikat gibi tam seramik sistemlerdeki gelişmeler bu materyallerin günümüzde monolitik formda kullanılmasının dışında kor yapı olarak

kullanımını da yaygın hale getirmiştir. Lityum disilikatın zirkonyuma göre esas avantajı, çok işlevli kullanımı ve üstün optik özelliğinden dolayı tabakalamaya gerek duymadan iyi estetik özellikler gösterebilmesidir. Zirkonyanın elastik modülü lityum disilikata oranla daha fazla olduğundan posterior bölgede yapılması planlanan restorasyonlar için zirkonya daha çok tercih edilmektedir.(126) Ancak zirkonya restorasyonlarda meydana gelen en büyük başarısızlığın “ chipping “ olarak adlandırılan alt yapı ile üst yapı porseleni arasında meydana gelen kırıklar olduğu bildirilmiştir.(167–169) Ayrıca opasitesinin yoğun olmasından kaynaklı estetiğin sağlanmasının zor olması, düşük sıcaklığa ve yüzey işlemlerine maruz kaldığında monoklinik faza dönüşümünün tetiklenmesi sonucu dayanımının azalması gibi negatif durumlar da söz konusudur. Bundan dolayı lityum disilikattaki gelişmeler doğrultusunda ve yapılan çalışmalar referans alınarak posterior bölgede ikinci küçük azıyı geçmeyecek şekilde üç üye köprü restorasyonların üretiminde bu materyal alternatif bir seçenek olarak göz önünde bulundurulmaktadır.(91,92,97,163) Estetik ve mekanik anlamda iyi olan lityum disilikat materyali hem monolitik restorasyon hem de alt yapı olarak kullanılacak şekilde köprü restorasyonlar için kullanılabilir. Sabit bölümlü protezlerde doğru bir uygulama yapabilmek için materyallerin fiziksel özelliklerinin, restorasyonun fabrikasyon prosedürlerinin ve simantasyon için kullanılacak malzemenin iyi bilinmesi gerekir.

Yapılan bir çalışmada, monolitik lityum disilikat seramikten oluşan üç üniteli FDP'ler, geleneksel metal-seramik FDP'lere benzer 5-10 yıllık sağkalım ve başarı oranlarına göstermiş ve meydana gelen tüm katastrofik kırıklar, azı dişlerinin yerini alan FDP'lerde meydana gelmiştir.(163) Bu da lityum disilikat seramiğin ön dişlerin ve küçük azı dişlerinin yerine konabilmesi için en güvenli şekilde kullanılabileceğini göstermiştir ki bu üreticinin tavsiye ettiği bir endikasyondur. Ayrıca ağız içerisinde maksimum çiğneme kuvveti ikinci küçük azı ve birinci büyük azı bölgesinde meydana gelmektedir. Geçmişteki çalışmalar ve üretici tavsiyeleri göz önünde bulundurularak bu çalışmada maksiller kanin ve ikinci küçük azıyı destek alarak; birinci küçük azıyı yerine koyacak şekilde bir üç üye köprü restorasyon tasarımı planlandı.

Köprü restorasyonların tasarımları incelendiğinde en ince kısmının estetik ve biyolojik sebeplerden dolayı konnektör bölgeleri olduğu gözlenmektedir. Bu bölgelerde kırılma ve bükülme olayları gövde ve dayanaklardan daha düşük kuvvetlerde ve daha erken meydana gelmektedir. Bundan dolayı tam seramik köprü restorasyonlarda en çok izlenen

başarısızlık türü konnektör kırıklarıdır.(170–173) Konnektör tasarımlarında yapılan modifikasyonlar sayesinde bu bölgelerdeki stresler azaltılabilmekte ve daha dayanıklı restorasyonlar üretilebilmektedir. Ayrıca konnektörlere gelen dik kuvvet sonucu çigneme yüzeyine bakan kısımlarda sıkıştırma, diş etine bakan yüzeylerde çekme stresleri oluşmaktadır. Tam seramik sistemler için çekme stresleri daha önemli bir etkiye sahip olduğundan konnektör tasarımları hassasiyetle belirlenmelidir.(174,175)

Yapılan bir çalışmada üç üyeli köprü restorasyonların kırılma direnci üzerine kor yapı kalınlıklarının ve konnektör boyutlarının etkisi araştırılmıştır.(144) Konnektör boyutu sabit tutulup kor yapı kalınlığı değiştirilmiş ve sonuçlar incelendiğinde tek başına kor yapı kalınlığının değiştirilmesinin kırılma direnci üzerinde farklı sonuçlar göstermediği tespit edilmiştir. Kırılma dayanımına etki eden esas faktörün konnektör kalınlığı olduğu sonucu ortaya çıkmıştır.

Konnektör boyutları kullanılacak farklı tam seramik materyallerine göre değişiklik göstermektedir. 19 hastanın takibini içeren in-vivo bir çalışmada, hastalara lityum disilikat esaslı Empress II materyalinin alt yapı olarak kullanıldığı ve konnektör kesit alanının 12 mm² olarak planlandığı 21 adet köprü restorasyon üretilmiştir.(176) 10 yıllık takip sonucunda görülen başarısızlıkların molar bölge civarında olduğu bu restorasyonların kullanılabilirlik oranı % 71.4 olarak saptanmıştır. Yine 10 yıllık takip süresi içeren bir çalışmada, lityum disilikat esaslı e.max Press materyalinden monolitik formda köprü restorasyonlar oluşturulmuştur. Restorasyonların konnektör ebatları üretici talimatı göz önünde bulundurularak; anterior bölgede (6 adet restorasyon) 4x3 mm , posterior bölgede (30 adet restorasyon) 4x4 mm olacak şekilde belirlenmiştir. Restorasyonların başarı oranları Kaplan Meier analizi referans alınarak; 5 yıl sonunda % 100, 10 yıl sonunda % 90.8 olarak ifade edilmiştir.(163) Bu iki çalışma karşılaştırıldığında daha düşük başarı oranına sahip ilk çalışma sonuçlarının, brüksist hastaların da çalışmada yer almasından ve üretici firmanın talimatları dışında bir konnektör kesit alanı belirlenmesinden kaynaklı olabileceği fikri ortaya atılmıştır.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik köprülerde önerilen boyutlar anteriorda 4x3 mm, premolarlar için 4x4 mm'dir.(177–180) Bir çalışmada monolitik zirkonya için önerilen konnektör boyutu; üç üye köprü restorasyonlar için 7 mm²'dir.(181) Bu

çalışmada üretilen köprü restorasyonların konnektör ebatları da üretici firmanın talimatları ve daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak belirlenmiştir.

Onodera ve ark.'nın(182) farklı konnektör kesit alanı ve şekline sahip üç üyeli zirkonya köprü restorasyonları ele aldığı bir çalışmada, konnektör kesit alanı aynı ancak konnektör şekilleri farklı örneklerin direnç testi sonuçları kıyaslandığında istatistiksel olarak benzer sonuçlar elde edilmiştir. Fakat sonuçlar matematiksel olarak incelendiğinde, dairesel kesite sahip örneklerin oval kesite sahip örneklere göre daha yüksek sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Bu sonuç mevcut çalışmada kullanılan konnektör tasarımlarının dairesel formda yapılmasına ışık tutmuştur. Çalışmada elde edilen diğer bir bulgu da, direncin konnektör kesit alanının artmasıyla doğru orantılı olarak artmasıdır. Geçmişte yapılan bu çalışma ve mevcut çalışmanın sonuçları kıyaslandığında, konnektör kesit alanı arttıkça restorasyonların direncinde de artışın olması açısından uyum söz konusudur.

Luthy ile ark.'nın(181) bir çalışmasında simantasyon işleminin, restorasyonların sabit kalması açısından önemli olduğu ve dayanıklılığa etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Geçmişte Pospiech ile ark.(183) tarafından yapılmış, simantasyon işleminin köprü restorasyonların ortalama yük taşıma kapasitesiyle ilişkisinin olmadığını ortaya atan bir çalışma mevcuttur. Bu çalışmada da örneklerin modeller üzerine simantasyonu için; implant üzeri protezlerde uzun dönem geçici simantasyon amacıyla, dual-cure bir rezin siman olan Temp-Bond Clear (Kerr) kullanılmıştır. Dual cure bir siman seçmemizin sebebi; köprü restorasyonların kalınlıklarından dolayı altına ışığın tamamen geçemeyeceği şüphesidir. Geçici simantasyon yapılmasının amacı ise örnekler kısıtlı sayıda model üzerinde test edildiği için her test sonrası örneklerin modellerden kolay ayrılabilmesini sağlamaktır. Ayrıca, düşük viskoziteli simanların peri-implant sulkusta yüksek viskoziteli materyallere göre daha kolay yayıldığı varsayılır, ancak bu varsayımın klinik kanıtı henüz sağlanmamıştır. Düşük viskozite, sulkusta daha fazla siman fazlası kalmasına sebep olarak peri-implantitise yol açabilir. Temp Bond Clear'ın yüksek viskoziteli olma özelliğinden dolayı kullanımı yaygınlaşmıştır. Temp Bond Clear'ın malzeme bileşimine bakıldığında ise antibakteriyel davranan triklosan içermektedir.(184) Temp Bond'un diğer avantajları arasında; restorasyonların gerektiğinde kolayca çıkarılabilmesi ve radyografik olarak yüksek grilik değeri yer almaktadır.(185) Beş adet geçici dental simanın traksiyon dayanımının test edildiği bir başka çalışmada, Temp-

Bond Clear'ın test edilen simanlar arasında traksiyon dayanımı en yüksek ikinci geçici siman olduğu belirtilmiştir.(186)

Ti-base dayanıklarda protez vidasının tork gevşemesine hassasiyetinin incelendiği bir çalışmada, zirkonya ile dayanak arasında bulunan siman varlığının vida gevşemesine olan hassasiyeti indirgediği ve basınca karşı dayanımı arttırdığı belirtilmiştir. Siman varlığının ti-base dayanıklara oturtulan restorasyonlar için meydana gelen gerilimin belirli bir kısmını azalttığını ortaya koymuşlardır.(187)

Rezin siman ile zirkonyanın bağlantı kuvvetini iyileştirmeye yönelik en yaygın protokollerden biri, alümina partikülleri ile kumlama ve ardından 10-metakriloksesil dihidrojenfosfat (10-MDP) içeren bir silanın uygulanmasıdır.(188) Kumlamadan dolayı artan yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik sayesinde siman ve zirkonya materyali arasındaki bağlantı dayanımı da artmaktadır. Barreto ve ark.'nın(189) yaptığı bir çalışmada farklı büyüklüklerde (45-150 µm) Al₂O₃ tanecikleri ile zirkonyum dioksit üzerinde kumlama yaparak materyalin kırılma direncini analiz etmişlerdir. Elde edilen bulgulara dayanarak en fazla kırılma direncini 45 µm ve 50 µm boyutlarındaki Al₂O₃ tanecikleriyle yapılan kumlama sonucunda elde etmişlerdir. Geçmişte yapılan birkaç çalışma sonucunda, 50-100 µm büyüklükte ve 2-2,5 bar basınçla püskürtülen Al₂O₃ taneciklerinin bağlantı yüzeyini etkili bir şekilde aşındırdığı kanısına varılmıştır. (189–193) Bu çalışmalar ve üretici firma talimatı referans alınarak monolitik zirkonya örneklerine 50 µm büyüklüğünde Al₂O₃ tanecikleriyle 2,5 bar basınç altında 15 saniye süreyle 10 mm mesafe uzaklıktan kumlama yapılmıştır. Kumlama prosedürü zirkonyanın yüzey bütünlüğünü bozarak mikro düzeyde çatlak oluşumuna sebebiyet verebileceğinden basıncın düşük seviyede uygulanması ve partikül büyüklüğünün 50 µm'yi geçmemesi tavsiye edilmektedir.(194,195)

Üç üye olarak tasarlanan köprü restorasyonların dirençlerini test etmek için yapılan çalışmalarda kuvvet pontiğin oklüzal fossasına uygulanmıştır.(196–199) Bundan dolayı bu çalışmada da monolitik zirkonya ve lityum disilikattan meydana gelen üç üye köprü restorasyonlar teste tabi tutulurken kuvvetler pontiğin oklüzal fossasından uygulanmıştır. Yapılan bir çalışmada Motta ve ark. üç nokta bükme testlerinin uygulandığı plakalardaki

stres dağılımıyla, köprü restorasyonlara gövdenin oklüzalinden uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin dağılımının benzer olduğunu ileri sürmüşlerdir.(200)

Oh ve Anusavice(201) yaptığı bir çalışmada örneklere bükme testlerini uygulamadan önce, çelik bilye uç ile seramik restorasyon arasına 40 µm kalınlığında artikülasyon kağıdı koymuşlardır. Artikülasyon kağıdını yerleştirerek restorasyon ile çelik bilye uç arasında meydana gelen stres dağılımının daha homojen yayılmasını hedeflemişlerdir. Bu çalışmada da örnekler test edilirken artikülasyon kağıdı kullanılarak hem kuvvetin homojen dağılması hedeflendi hem de artikülasyon kağıdı ile çelik ucun seramikte temas ettiği nokta kontrol edilmiş oldu.

Sabit bölümlü protezlerde, kullanılan malzemenin fiziksel özelliklerine ve planlanan protezin tasarımına göre, artan kuvvetlere bağlı olarak, dayanaklarda ve gövdelerde deformasyon gözlenebilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin test edilmesinde “in-vivo” koşulda yapılan çalışmalar altın standart olarak kabul edilse de bu koşulların sağlanabilmesi maliyetli ve yorucudur. Ayrıca araştırmalardaki parametre sayısının fazla olmasından dolayı bu parametrelerin eşit şartlarda değerlendirilmesi güçtür. Bu yüzden dental materyallerin incelendiği çalışmalarda testlerin “in-vitro” olarak uygulanması rutin olarak kullanılır hale gelmiştir.(129)

Eğilme mukavemeti, her iki ucu da desteklenen malzemenin ortasından bir kuvvet uygulandığında bu malzemenin dayanma kabiliyetidir.(128) Seramikler kırılğan bir yapıya sahip oldukları için, eğilme dayanımlarının bilinmesi tasarım açısından önemli hale gelir. Bazı araştırmacılar seramik malzemelerin mukavemetini, yüzey sertliklerine göre ölçmeye çalışsalar da elde edilen en güvenilir ve standardize sonuçlar eğilme mukavemetinin ölçülmesi sonucunda elde edilmiştir.(202)

Birçok araştırmacı, Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO)'nun ve Amerikan Ulusal Standartları ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ANSI / ADA)'nin tavsiye ettiği üç ve dört nokta bükme testlerinin kırılğan materyallerin dayanaklılığını ölçmede basit, hassas ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.(108,203,204) Bütün bunlar göz önünde bulundurularak bu çalışmada, iki adet ti-base dayanak üzerine oturtulan köprü restorasyonlar, pontiğin santral fossasından kuvvet uygulanarak test edildiği için 3 nokta bükme testi kullanılmıştır.

Kırılgan malzemeler test edilirken ortamın, tasarımın ve ebatların standardize edilmesinin dışında uygulanacak kuvvetin yükleme hızı da önemli bir role sahiptir. Bu hız yükseldikçe materyalde meydana gelecek çatlakın ilerlemesi için yeterli süre olmayıp mukavemet artacak ve veriler hatalı sonuçlanacaktır. Bundan dolayı düşük yükleme hızı gerekmektedir.(205) Bu sebeple mevcut çalışmada kullanılan universal test makinasının hızı da 0.5 mm/dak olacak şekilde ayarlanmıştır.

Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde; “ti-base dayanaklar üzerine hazırlanan köprülerde farklı seramik materyallerin kullanılmasının, kırılma ve bükülme dayanımında herhangi bir fark oluşturmaz” birincil hipotezi reddedilmiştir. Aynı zamanda “farklı seramik materyallerin tasarımında konnektör kesit alanının değişmesi, materyallerin kırılma ve bükülme dayanımında değişikliğe sebep olmaz” ikincil hipotezi de elde edilen sonuçlar doğrultusunda reddedilmiştir.

Geleneksel zirkonya bloklar, 900-1200 MPa eğilme direncine sahiptir.(111,115) Böylece çok üyeli restorasyonların yapımına izin vermektedirler. En yaygın kullanılan zirkonyalar, işleme ve sinterlemeden sonra en yüksek mukavemete ve tokluğa sahip olan; itriyum ile stabilize edilmiş Y-TZP formuna sahip olan TZP sınıfıdır .(115,206) Y-TZP restorasyonlarında kullanılan en yaygın TZP tipi, ağırlıkça saf zirkonyanın %3 ü kadar itriyum oksit ilavesi eklenerek meydana gelen 3Y-TZP'dir.(115,207) Ancak 3Y-TZP restorasyonların en büyük dezavantajı, opak materyaller olmaları ve düşük translüsensiye sahip olmalarıdır.(208,209) Bu sorunları gidermek ve anatomik olarak konturlu restorasyonlar elde etmek için daha fazla translüsensiye sahip monolitik zirkonya geliştirilmiştir.(210,211) Artmış translüsensilik sonucunda monolitik restorasyonlar estetik anlamda avantajlı hale gelmiştir. Buna ilaveten mekanik olarak da yeterli olmaları sebebiyle translüsensisi artmış zirkonyaların kullanılabilirliği artmıştır. Bundan dolayı, "yüksek yarı saydam" zirkonya, lityum disilikat restorasyonlara iyi bir alternatif olarak gösterilmektedir.(212) Monolitik zirkonyaları geliştirmek için içeriğindeki itria oranları farklı oranlarda ((4Y-PSZ), (5Y-PSZ)) artırılarak parsiyel stabilize zirkonyalar elde edilmiştir.(213) Bu zirkonyaların kırılma dayanımı klasik zirkonyalardan bariz derecede düşük olsa da elastik modülleri benzer seviyelerde olup (200-210 GPa), lityum disilikatla kıyaslandığında ise (95-105 GPa) anlamlı derecede yüksek elastik modüle sahiptirler.(214)

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya diskin seçimi, üretici firmanın posterior bölgede VITA YZ ST (4Y-TZP) materyalini, anterior bölgede ise VITA YZ XT materyalini önermesinden kaynaklanmaktadır. Tosoh Corporation markasının 2017’de VITA zirkonya materyallerinin ortalama translüsensi derecesini inceleyip bildirdiği teknik bir raporda, VITA YZ T’nin %32, VITA YZ HT’nin %42, VITA YZ ST’nin %46 ve VITA YZ XT’nin %50 oranda translüsensiye sahip olduğu bildirilmiştir. Ölçülen değerler numune kalınlığına, ölçüm cihazına ve açıklıklara bağlı olduğundan, bu testte belirlenen değerler yalnızca bu test düzeneği kapsamında karşılaştırılabilir. (215)

Michael Gödiker’in, VITA markasının zirkonya materyallerinin üç nokta bükülme testi sonuçlarını incelediği bir çalışmada, yaklaşık ortalama güç değerleri 1.230 MPa-1.150 MPa (standart sapma < % 10) civarında çıkan VITA YZ T ve VITA YZ HT’nin, dört üye veya daha fazla üyeli monolitik köprü restorasyonlar ve alt yapıları için çalışmada standart olarak kabul edilen bükülme dayanımı 800 MPa’yı aşan iyi sonuçlar elde ettiğini göstermiştir. Yine aynı çalışma sonuçlarına göre ortalama bükülme dayanım değeri > 850 MPa olan VITA YZ ST, dört veya daha fazla üyeli köprü restorasyonlarda kullanılabilirken, VITA YZ XT daha düşük (yaklaşık 600 MPa) bükülme dayanımı sonuçları sebebiyle üç üyeye kadar köprü restorasyonları için endike kabul edilmiştir.(215)

Eva Kolb’un yürüttüğü başka bir çalışmada, VITA markasının VITA YZ T, HT, ST ve XT malzemelerinden CAM sistemiyle üretilmiş üç üye posterior köprü restorasyonlarının hidrotermal yaşlandırma öncesi ve sonrası statik kırılma yükü incelenmiştir. Üretilen örnekler üreticinin talimatlarına göre yoğun bir şekilde sinterlenmiştir. Örneklerde mezial konnektörün kesit alanı 9 mm² ve distal konnektörün kesit alanı 12 mm² olarak belirlenmiştir. Çalışmada ortalama maksimum çiğneme kuvveti 490 N olarak kabul edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, hem yaşlandırılmış hem de yaşlandırılmamış numuneler için, ağız ortamında uzun vadeli iyi bir stabilite olduğunu gösteren; maksimum çiğneme kuvvetinin üzerindeki ortalama değerlere (sırasıyla yaşlandırma öncesi ve sonrası olacak şekilde; yaklaşık olarak YZ T için 1000 ve 1200 N, YZ HT için 900 ve 1300 N, YZ ST için 800 ve 1100 N, YZ XT için 500 ve 600 N civarı) ulaşılmıştır.(215) Farklı zirkonya (Katana, Kuraray Noritake) materyalinin incelendiği bir çalışmada, stabilizasyonu güçlendirmek adına zirkonyaya ilave edilen itriaların mol

yüzdesinin azaltılmasıyla, malzemenin daha iyi mekanik özellikler sergilediği ve kırılma direncinin yükseldiği bildirilmiştir.(216)

Marjinal uyum, diş restorasyonlarının başarısında ve dayanıklılığında önemli bir faktördür.(217) Geçmişte yapılmış bazı çalışmalar, ısı-press tekniği ile üretilen lityum disilikat (LD) kronların marjinal uyumunu, CAD-CAM tekniği ile üretilen lityum disilikat kronların uyumu ile karşılaştırmış ve CAD-CAM LD kronlarının, ısı-press yöntemiyle üretilen LD kronlarına kıyasla daha zayıf marjinal uyum sağladığını göstermiştir.(218,219) Aksine, bu konudaki başka literatürler, CAD-CAM seramik restorasyonların, ısı-press tekniği ile üretilen kronlara kıyasla daha üstün uyum gösterdiğini bildirmektedir.(220,221) Ek olarak, son zamanlarda yapılan az sayıda çalışma, geleneksel veya CAD-CAM teknikleri kullanılarak üretilen LD seramik kronların marjinal uyumunda anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir.(222–225)

Farklı saydamlıklara sahip ısıyla preslenmiş ve CAD-CAM ile üretilmiş lityum disilikatın eğilme dirençlerinin incelendiği bir çalışmada, bükülme mukavemeti için elde edilen değerler genellikle üretici tarafından iddia edilen değerlerin (IPS e.max Press için 400 MPa ve IPS e.max CAD için 360 MPa) altında ancak birbirine benzer bulunmuştur. Ayrıca farklı translusensiye sahip e.max Press örneklerin bükülme dayanımları arasında önemli bir fark olmadığı, bunun aksine e.max CAD örneklerinde farklı translusensi derecelerinin bükülme dayanımını önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir (MT>LT >HT>MO). (226) Üretici, hem IPS e.max Press hem de IPS e.max CAD için yaklaşık %70'lik bir kristal hacmi beyan etse de, iki malzeme de farklı kristal dağılımı ve boyutuna sahiptir. Zhang ve Oh'a göre IPS e.max Press kristalleri $\approx 4 \mu\text{m}$ uzunluğunda, $\approx 0.6 \mu\text{m}$ genişliğinde ve yaklaşık paralelken, IPS e.max CAD için kristaller $\approx 1 \mu\text{m}$ uzunluğunda, $\approx 0,4 \mu\text{m}$ genişliğinde ve daha rastgele yönlendirilmiştir.(116,227) Sopa benzeri kristallerin birbirine kenetlenen mikro yapısının, presleme yönü boyunca hizalanmasıyla birlikte, çatlak ilerlemesini engellemede önemli bir rol oynadığı ve böylece preslenebilir lityum disilikatın bükülme mukavemetini geliştirdiği bildirilmiştir.(228,229)

Sedda ve ark.'nın 3 nokta bükme testi kullanarak IPS e.max CAD'in bükülme dayanımını incelediği bir çalışmada, HT için $336,06 \pm 40,09 \text{ MPa}$, LT için $376,85 \pm 39,09 \text{ MPa}$ ve MO için $272,61 \pm 51,95 \text{ MPa}$ sonuçlarını elde etmiştir.(230) Yine aynı test yöntemiyle Lien ve ark.'nın yaptığı başka bir çalışmada IPS e.max CAD'in bükülme dayanımı $367 \pm$

44 MPa olarak belirtilmiştir.(231) Luo ve ark.'nın, aşındırma süresinin ve siman bağlantısının IPS e.max Press cam seramiğin bükülme mukavemeti üzerindeki etkisini incelediği bir çalışmada, IPS e.max Press HT için eğilme mukavemeti 384 ± 33 MPa olarak bildirilmiştir. Yapılan bu çalışmada da materyal test edilirken 3 nokta bükme testi kullanılmıştır.(232) Bu çalışmalarda büyük bir standart sapmanın bulunması, cam esaslı malzemelerin mekanik özelliklerinin, test için kullanılan yöntem ve cihazlardan önemli ölçüde etkilendiğini doğrulamaktadır.(233)

Kırılma tokluğu (KT), malzemenin kararsız çatlak ilerlemesine dayanma yeteneğini tanımlayan ve klinik performansla ilişkili fiziksel bir özelliktir. Böylece materyallerin olası klinik performanslarını tahmin etmede yararlı olabilmektedir. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD'in kırılma tokluklarının incelendiği bir çalışmada, IPS e.max Press için, IPS e.max CAD'den önemli ölçüde ($P < .05$) daha yüksek bir KIC değeri tespit edilmiş ve SEM ile karakterize edilen kırık yüzeyler, iki malzeme arasında belirgin bir fark göstermiştir. IPS e.max Press'in daha yüksek kırılma tokluğu değeri göstermesinin, büyük olasılıkla daha çok tamamlanmış bir kristalleşmeye sahip olmasından kaynaklı olduğu düşünülmüştür.(234)

Mevcut çalışmada, hem IPS e.max CAD'in IPS e.max Press'e önemli derece üstünlüğünün bulunmadığı için hem de IPS e.max CAD'in ti-base dayanakların vida deliği için sadece tek delikli bloklara sahip olması ve CAM programının, köprü restorasyonların üretimi için blok üzerinde ikinci deliğin yerini saptayamamasından dolayı IPS e.max Press sistemi tercih edilmiştir.

Tam seramik köprü restorasyonlara uygulanan dayanım testleri sonucunda meydana gelen kırıklar incelendiğinde, kırıkların ışımsal olarak yayılan çatlaklardan orijin aldığı gözlemlenmiştir. Geçmişte yapılan bu çalışmalara bakıldığında, konnektör kırıklarının bütün araştırmalarda gingival embraşürden başlayarak kuvvetin uygulandığı pontiğe doğru oblik bir şekilde ilerlediği ortaya konmuştur.(198,235–237) Bu çalışmada da tespit edilen tüm kırık tipleri oblik olarak seyretmiştir.

CAD-CAM sistemiyle üretilen, Y-TZP alt yapılu üç üye köprülerin dirençlerinin ve stres dağılımının incelendiği bir çalışmada, köprülerin konnektör kesit alanları 9 mm^2 ve 16 mm^2 olarak belirlenmiştir. Kırma testleri tamamlandığında 16 mm^2 'lik kesit alanına sahip

örneklerin, 9 mm²'lik örneklere kıyasla daha yüksek kuvvetlerde kırıldığı ve stres dağılımının da daha dengeli olduğu gözlenmiştir. Çekme stresleri açısından incelendiğinde ise 9 mm²'lik örneklerde stresler konnektör civarında birikirken diğer grupta pontiklerin altında birikmiştir.(197)

Kelly ve ark.'nın(238) üç üyeli köprü restorasyonları incelendiği bir başka çalışmada, gerilimlerin yoğunlaştığı bölge distal konnektörler olarak belirtilmiştir. Bu sonuç, yükün uygulandığı gövde ile distal konnektör arası mesafenin fazla oluşuna bağlanmıştır. Nihayetinde kırık lokalizasyonlarının moment kolu ile alakalı olduğu tespiti ortaya konmuştur. Mevcut çalışmada da kırıkların meydana geldiği bölge çoğunlukla distal konnektör bölgesidir ve bu araştırma sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir.

2016'da simante abutmentlar üzerine e.max CAD'den üretilmiş üç üye köprülerin dayanımını inceleyen bir çalışmada, konnektör ebatları 3x4 mm olan örneklerde ortalama kırılma dayanım değerleri 646.18 N, 4x3 mm olanlarda 555.00 N, 4x4 mm olanlarda 728.51 N, 4x5 mm olanlarda 868.60 N, 5x4 olanlarda ise 849.11 N bulunmuştur.(198) Mevcut çalışmada ise e.max Press'ten ti-base abutmentlar üzerine üretilen üç üye köprülerde konnektör kesit alanı 12 mm² olan örneklerde ortalama kırılma dayanım değerleri 500.84 N, 16 mm² olanlarda 685.75 N ve 20 mm² olanlarda 859.94 N bulunmuştur. LD esaslı seramiklerin kullanıldığı iki ayrı çalışmada elde edilen sonuçlar kıyaslandığında birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Hafezeqoran ve ark.'nın(239), üç üye monolitik zirkonya (Sirona inCoris TZI, Sirona Dental Systems GmbH) köprülerde konnektör ebatının ve tasarımının, kırılma direncine etkisini incelediği bir çalışmada, gruplar konnektör kesit alanı 9 mm² (yuvarlatılmış ve keskin) ve 12 mm² (yuvarlatılmış ve keskin) olacak şekilde ayrılmıştır. Bu çalışmada olduğu gibi örnekler universal test cihazında test edilmiştir. Ortalama kırılma kuvveti; yuvarlatılmış 9 mm²'lik örneklerde 1327.4±196.37 N, 12 mm²'lik örneklerde ise 1599.8±167.09 N olarak saptanmıştır. Bundan dolayı konnektör kesit alanı ile kırılma direncinin doğru orantıda arttığını belirtmişlerdir. Mevcut çalışmada 9 mm² konnektör kesit alanına sahip örneklerde ortalama kırılma dayanımı 1207.21 N, 12 mm²'lik örneklerde ise 1594.59 N olarak bulunmuştur. Hafezeqoran ve ark.'nın(239) plastik çene modeli üzerinde yaptığı bu çalışma ile mevcut çalışma kıyaslandığında, aynı konnektör dizaynına sahip örneklerinin ortalama sonuçlarının benzer olduğu görülmüştür.

2022'de yapılmış bir doktora çalışmasında(240), kullanılan farklı ölçü tekniklerinin üç üye zirkonya köprü restorasyonların dayanımı üzerine etkisi incelenmiştir. Köprülerin konnektör kesit alanları 9 mm^2 olarak belirlenmiştir. Çalışmadaki monolitik zirkonya materyaller Prettau 3 Dispersive (GP,DP) ve VITA YZ ST (GV, DV)'dir. Çalışmada elde edilen ortalama kırılma dayanım sonuçları GP grubu için $854 \pm 108 \text{ N}$, DP grubu için $672 \pm 178 \text{ N}$, GV grubu için $677 \pm 185 \text{ N}$ ve DV grubu için $665 \pm 131 \text{ N}$ 'dur. Örnekler 5-55 °C'de 10.000 termal döngüde bekletilmiştir. Mevcut çalışmadaki 9 mm^2 'lik örnekler ile kıyaslandığında aradaki bariz farka, pontik olarak doktora çalışmasında 1.molar dişin yerine koyulmasına karşılık bu çalışmada 1.premoların yerine koyulmasının (kırılma direnci ile gövde uzunluğu arasındaki ters orantıdan kaynaklı),üretici farkının ve termal siklustaki döngü sayısının sebep olabileceği düşünülmüştür. Ayrıca GP ve DP örnekleri için, kimyasal bileşendeki farklılık ve artmış stabilizatör oranından (%8-10 mol Y_2O_3) dolayı düşen kırılma dayanımı da bu farka sebep olabilmektedir.

Lopez-Suarez ve ark.'nın(241) monolitik ve tabakalı zirkonya üç üye köprülerin dayanımını incelediği bir çalışmada, köprülerin konnektör kesit alanı 9 mm^2 olacak şekilde örnekler üretilmiştir. Monolitik zirkonya örnekler için Lava Zirconia ve Lava Plus (3M ESPE, St. Paul, ABD) kullanılmıştır. Bu materyallerin %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edildiği bilinmektedir. Örneklerin ortalama kırılma kuvveti 2181 N olarak tespit edilmiştir. Bu sonucun mevcut çalışmada kullandığımız % 6-8 mol Y_2O_3 ile parsiyel stabilize edilen VITA YZ ST örneklerden anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarında 9 mm^2 'lik örneklerin ortalama kırılma dayanım değerleri 1207.21 N 'dur. Lopez-Suarez ve ark.'nın yaptığı çalışmada çıkan yüksek sonuçların sebebi, stabilizatör oranının daha düşük olmasına ve kimyasal olarak farklı monolitik zirkonya materyallerin kullanılmasına bağlanabilir.

Mahmood ve ark.'nın(242) translüsensi fazla zirkonya malzemelerinin kırılma kuvvetini incelediği bir araştırmada alt yapı formunda köprüler, 0.7 mm kor yapı kalınlığına ve 9 mm^2 konnektör kesit alanına sahip, maksiller santral ve kanin dayanak olacak şekilde tasarlanmıştır. Parsiyel olarak stabilize olan (% 5 mol Y_2O_3) iki ayrı zirkonya (Zenostar, Wieland Dental, and DD cubeX2, Dental Direkt) malzemesine renklendirme yaparak ve yapmayarak çalışma grupları oluşturulmuştur. Zenostar markası için renklendirilmiş ve renklendirilmemiş gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark (sırasıyla $557 \pm 88 \text{ N}$, $821 \pm 35 \text{ N}$) tespit edilirken DD cubeX2 markası için renklendirilmiş ve

renklendirilmemiş gruplar arasında anlamlı bir fark rastlanmamıştır (sırasıyla 690 ± 81 N, 681 ± 48 N). Mevcut çalışmada üretilen 9 mm^2 'lik köprü restorasyonların ortalama kırılma dayanım sonucunun 1207.71 N olarak elde edilmesi; restorasyonların anatomik formda olması, zirkonya materyalinin stabilizatör oranının (%6-8 mol Y_2O_3) ve kimyasal bileşenlerinin farklı olması, kuvvetin farklı koşullarda uygulanması gibi sebeplerden ötürü olabilir. İki çalışma arasında benzer olarak elde edilen sonuç; kırık tiplerinin konnektör bölgesinde başlayıp pontiğe doğru ilerlemesidir.

Rismanchian ve ark.'nın(153) iki farklı zirkonya materyalinin bükülme dayanımlarını, implant üstü posterior üç üye köprü restorasyon alt yapısı formunda N cinsinden incelediği bir çalışmada, konnektör kesit alanı 9 mm^2 olarak tasarlanmıştır. Üretilen restorasyonlar $5-55\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 2000 döngüde termal yaşlandırmaya ve $37\text{ }^\circ\text{C}$ 'de bir hafta boyunca yapay tükürüğe maruz bırakılmıştır. Köprünün üzerine alt yapıyı ve eşdeğer yükleme kuvvetini koruma amaçlı 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon disk yerleştirilmiştir. İki farklı grubun ortalama kırılma kuvvetleri 1520 N (Cercon) ve 1700 N (Biodenta) olarak bulunmuştur. Bu çalışmada ise monolitik zirkonya (VITA YZ ST) restorasyonlar $5-55\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 5000 döngüde termal yaşlandırmaya maruz bırakılmıştır ve konnektör kesit alanı 9 mm^2 olan örneklerde ortalama kırılma kuvveti 1207.21 N olarak bulunmuştur. Bu iki çalışmadaki sonuçların birbirinden farklı olmasının, Rismanchian ve ark.'nın yürüttüğü çalışmada çalışmada kuvvetin bir kısmını absorbe edebilecek özelliğe sahip teflon diskin kullanılmış olmasından, termal yaşlandırma döngüsündeki ve kullanılan zirkonyaların kimyasal bileşenindeki farklılıklardan kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

Geçmişte yapılan çalışmalarda bükülme direnci sonuçlarını N olarak bildiren çalışmalar mevcuttur. Ancak mevcut çalışmada kırılma testleri sonucunda elde edilen N değerleri, ISO 6872'nin bükme testi için uyarlanmış olduğu formül kullanılarak MPa'a çevrilmiştir. Bu yüzden birimlerin aynı olmayışından kaynaklı bu sonuçları kıyaslamak doğru olmayabilir.

2017'de yapılmış bir doktora çalışmasında, farklı materyallere farklı yüzey işlemleri uygulanarak bükülme dayanımları incelenmiştir.(195) Örneklerin ebatları 2 mm kalınlık, 25 mm uzunluk ve 4 mm genişlik olacak şekilde hazırlanmıştır. Örnekler 3 nokta bükme testine tabi tutulmuştur. Elde edilen sonuçlara göre yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya

(Prettau Zirconia) örneklerde 650 MPa, lityum disilikat (IPS e.max Press) örneklerde 188 MPa bükülme dayanımı elde etmişlerdir.

2011'de yapılan bir doktora çalışmasında yüzey işlemi uygulanmış ve uygulanmamış yarı sinterize zirkonya (Copran, Whitepeaks, Germany) barların bükülme dayanımları incelenmiştir.(243) Örnekler 2x4x25 mm ebatlarında hazırlanıp uniaksiyel bükme testi uygulanmıştır. Testler sonucunda yüzey işlemi uygulanmamış grupta ortalama bükülme dayanım değerleri 784,5895 MPa, kumlama yapılan grupta 763,4422 MPa, 50 µm aşındırma yapılan grupta 810,6705 MPa ve 150 µm aşındırma yapılan grupta 770,3007 MPa olarak elde edilmiştir.

Carrabba ve ark.'nın(212) yaptığı bir çalışmada, farklı translusensideki zirkonyaların (Aadva ST (standard translucency), Aadva EI (Enamel Intensive) and Aadva NT (natural translucent)) ve kontrol grubu olarak da lityum disilikat esaslı bir materyalin (IPS e.max CAD LD) bükülme dayanımlarını araştırmışlardır. Örnekler 15 ± 0.2 mm uzunluğunda, 4 ± 0.2 mm genişliğinde ve 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında üretilmiştir. 3 nokta bükme testi kullanılarak elde edilen sonuçlar; ST grubu için 1215 ± 190 MPa, EI grubu için 983 ± 182 MPa, NT grubu için 539 ± 66 MPa ve LD grubu için 377 ± 39 MPa olarak elde edilmiştir.

Tinschert ve ark.'nın(244) yaptığı bir çalışmada, zirkonyum örneklerle dört nokta bükme testi uygulanmış ve elde edilen ortalama bükülme dayanımı 913 MPa olarak bulunmuştur.

Albakry ve ark.'nın(245) lösit ve lityum disilikat içerikli preslenebilir farklı seramik sistemlerinin bükülme dayanımlarını incelediği bir çalışmada, örneklerle biaksiyel bükülme testleri uygulanmış ve IPS Empress grubu için ortalama bükülme dayanımı 175 MPa bulunurken, IPS Empress II grubu için 407 MPa ve IPS e.max Press grubu için 440 MPa bulunmuştur.

Berge ve ark.'nın(246) yaptığı bir çalışmada, e.max Press materyalinin biaksiyel bükme testine tabi tutularak bükülme dayanım sonuçları ortalama 375.70 MPa olarak elde edilmiştir. Yine aynı yöntemi ve materyali kullanarak bükülme dayanımını test eden Sorensen ve ark.'nın(247) elde ettiği sonuç ise 455.50 MPa olarak kaydedilmiştir.

IPS e.max Press materyalinin bükülme dayanımını dört nokta bükme testi kullanarak inceleyen Anusavice ve ark.(248) 239.00 MPa sonucuna ulaşırken, üç nokta bükme testi ile test eden Guazzato ve ark.(249) ise 303.00 MPa sonucuna ulaşmıştır.

Mevcut çalışmada 9 mm² konnektör kesit alanına sahip VITA YZ ST grubunda ortalama bükülme dayanım değeri 99.77 MPa, 12 mm²'lik grupta 107.16 MPa ve 15 mm²'lik grupta ise 113.32 MPa olarak elde edilmiştir. IPS e.max Press grupları incelendiğinde bu değerlerin; 12 mm²'lik grupta 33.66 MPa, 16 mm²'lik grupta 37.46 MPa ve 20 mm²'lik grupta ise 37.61 MPa olduğu görülmüştür. Literatürdeki çalışmalar ile mevcut çalışma kıyaslandığında, sonuçların birbirinden çok farklı olmasının en önemli sebebinin çalışılan örneklerin ebatlarındaki farklılıklardan kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Diğer etkenlerin; kullanılan zirkonya materyallerinin sinterizasyon prosedürlerindeki ve kimyasal bileşenlerindeki farklılıklar olduğu düşünülmektedir.

Literatürde materyallerin kırılma dayanımını, köprü restorasyon formunda inceleyen çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Yapılan literatür taramasında, anatomik formda üç üye köprü restorasyon formunda üretilen örnekler üzerinde bükülme dayanımını inceleyen herhangi bir çalışmaya da rastlanılmamıştır. Testler genellikle dikdörtgen plaka örnekler (ISO 6872'ye uygun) üzerinde ve yüzey işlemleri uygulanarak yapılmıştır. Çalışma gruplarının kalınlıkları 1.2-4 mm, dayanaklar arası mesafe ise 20-25 mm arasında farklılık göstermektedir.(195,212,243) Bu çalışmada klinik şartlara ve gerçeğe yakın sonuçlara ulaşabilmek adına örnekler anatomik köprü restorasyon formunda tasarlanarak üretilmiştir. Farklı tam seramik köprü restorasyonların bükülme dayanımlarının da incelendiği bu çalışmada üretilen örneklerin bükülme dayanım değerleri, restorasyonların ortalama kalınlık ve genişlik değerlerini 3 nokta bükme testi için önerilen formülde yerine koyarak MPa cinsinden elde edilmiştir. Bu yüzden literatürdeki bükülme dayanım sonuçlarından oldukça farklılık göstermektedir. Ortalama kalınlık ve genişlik belirleme sebebi, örnekler için ISO 6872'de belirtilen örnek ebatlarından farklı bir anatomik tasarım tercih edilmesinden dolayıdır. Materyallerin bükülme dayanımının daha önce anatomik köprü restorasyon formunda test edilmemiş olmasından dolayı araştırmamızın literatüre yön göstereceği düşünülmektedir.

Tam seramik protezlerin endikasyon spektrumunu posteriora doğru genişletmek için, performanslarının bulunduğu bölgenin koşullarına göre değerlendirilmesi

gerekir. Normal çiğneme sırasında anteriorda ortalama 200 N, premolar civarında 300 N ve molar civarında 350-400 N olan çiğneme kuvvetinin, bruksizm gibi parafonksiyonel davranışlarda 500-880 N bandına yükseldiği tespit edilmiştir.(250–253) Ancak bu değerler; ölçüm metoduna, ölçüm aletine ve dentisyondaki lokasyona göre 1000 N'a kadar çıkabilir.(254,255) Mevcut çalışmada diğer gruplara kıyasla nispeten daha dayanıksız olarak gördüğümüz 12 mm² konnektör kesit alanına sahip lityum disilikat esaslı köprü restorasyon grubu bile ortalama 500.84 N kırılma dayanımı göstermiştir. 9 mm² konnektör kesit alanına sahip monolitik zirkonya köprü restorasyon grubunda ise bu sonuç 1207.21 N olarak tespit edilmiştir.

VITA YZ ST ve e.max Press materyalleri ele alındığında mevcut çalışmadan çıkarılan sonuçlara göre, estetik bölgeye yakın üç üye köprü restorasyonların tasarımlarında üretici firmanın tavsiye ettiği konnektör ebatlarından daha düşük boyutlarda da yeterli mekanik dayanıklılığı elde edebilmek mümkündür.

Mevcut çalışmada iki farklı materyalin konnektör kesit alanlarının aynı yapılamaması ve geçici rezin siman kullanılması çalışmanın en önemli limitasyonlarıdır. Çalışmada çiğneme simülatörü veya ağız ortamını taklit edebilecek ortam kullanılması klinik olarak daha doğru sonuçlar alınmasını sağlayabilirdi. Farklı protetik materyaller eklenerek daha geniş bir gözlem yapılabilirdi.

Literatürde bükülme ve kırılma testleri çoğunlukla disk veya levha formunda örnekler oluşturularak yapılmıştır. Bu in-vitro çalışma örneklerin anatomik formda hazırlanarak test edilmesiyle ve uygun formüller kullanılarak sonuçların elde edilmesiyle literatüre klinik benzerlik açısından önemli bir katkı sağlayacaktır. Ayrıca implant üstü ti-base dayanaklarda bu konuyla ilgili yapılmış çalışma sayısı kısıtlıdır. Çoğunlukla simante dayanaklar üzerinde kırma testleri uygulanmıştır, bükülme testi uygulayan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu açıdan değerlendirildiğinde de yapılan çalışma literatürde öncü olacaktır. Klinisyenlere nerede, ne zaman, hangi materyali kullanması gerektiği konusunda ışık tutacaktır.

6. SONUÇ

Ti-base dayanaklar üzerine CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen monolitik zirkonyum dioksit ve lityum disilikat restorasyonların farklı konnektör kesit alanlarındaki kırılma ve bükülme dayanımlarını incelediğimiz bu araştırmanın limitasyonları da göz önünde bulundurularak ulaştığımız sonuçlar ve öneriler:

1. İmplant üstü tam seramik köprü restorasyonlarda monolitik zirkonya, lityum disilikat esaslı seramikten anlamlı derecede daha dayanıklıdır.
2. Monolitik zirkonya ve lityum disilikat esaslı köprülerde konnektör kesit alanları arttıkça kırılma dayanımı ve bükülme dayanımı artmaktadır.
3. Üç üyeli monolitik zirkonya ve lityum disilikat köprü restorasyonlarda kırıkların meydana geldiği bölge çoğunlukla distal konnektör bölgelerinde; F1 kırık olarak gözlenmiştir.
4. Çalışmada kullanılan lityum disilikat esaslı materyalin üretici firma talimatının, ikinci premoları aşmayacak şekilde oluşturulan posterior üç üye köprüler için belirlediği ideal konnektör kesit alanının 16 mm^2 olmasına rağmen 12 mm^2 konnektör kesit alanına sahip tasarımların da çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Aynı şekilde çalışmada kullanılan monolitik zirkonya materyalinin üretici firma talimatlarına göre, üç üye posterior köprüler için ideal konnektör kesit alanı 12 mm^2 olmasına rağmen 9 mm^2 konnektör kesit alanına sahip monolitik zirkonyanın daha yüksek kuvvetlere (hatta parafonksiyonlara) maruz kaldığında dahi yüksek dayanıklılık gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır.
5. Her iki materyal için de üç üyeli implant üstü tam seramik köprü restorasyonların ortalama kırılma dayanım değerleri incelendiğinde, posterior bölgede monolitik zirkonya köprüler kesinlikle tavsiye edilirken lityum disilikat köprüler de yeterli konnektör kesit alanına sahip ise tavsiye edilebilir.

7. KAYNAKÇA

1. Li Q, Yu H, Wang Yn. Spectrophotometric Evaluation Of The Optical Influence Of Core Build-Up Composites On All-Ceramic Materials. Dental Materials. 2009 Feb;25(2):158–65.
2. Della Bona A, Kelly Jr. The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. Journal Of The American Dental Association. 2008 Sep;139(9 Suppl.):S8–13.
3. Zortuk M, Eskimez Ş, Özdemir E, Agüloğlu S, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. The Effect Of Fatigue Test On The Compressive Fracture Strength Of Three All Ceramic Crowns. 2009. P.16-21
4. Bayramoğlu De, Özkan Y. Cam Seramik Restorasyonlar Ve Zirkonya Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Karşılaştırılması. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. J Dent Fac Atatürk Uni Supplement: 6,Yıl: 2012, Sayfa : 110-123
5. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency Of Ceramic Materials For Cerec Cad/Cam System. Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry. 2014;26(4):224–31.
6. Heintze S, Reinhardt M, Monreal D, Kolb E, Reinshagen J, Rousson V. Fatigue Resistance Of 3-Unit Zirconia And Lithium Disilicate Molar Fpds. Dental Materials. 2016;32:E17.
7. Pieger S, Salman A, Bidra As. Clinical Outcomes Of Lithium Disilicate Single Crowns And Partial Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review. Vol. 112, Journal Of Prosthetic Dentistry. Mosby Inc.; 2014. P. 22–30.
8. Hannink Rhj, Kelly Pm, Muddle Bc. Transformation Toughening In Zirconia-Containing Ceramics. Journal Of The American Ceramic Society, Vol.83(3),P.461-487
9. Spitznagel Fa, Boldt J, Gierthmuehlen Pc. Cad/Cam Ceramic Restorative Materials For Natural Teeth. J Dent Res. 2018 Sep 1;97(10):1082–91.

10. Misch Ce. *Dental Implant Protsthetics*. 1 St. Mosby; 2005. 32–41 P.
11. Misch Ce. *Contemporary Implant Dentistry*. 2 Nd. Mosby Elsevier; 1999.
12. The Glossary Of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017 May 1;117(5):E1–105.
13. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, Biocompatibility, And Peri-Implant Considerations. *Dent Clin North Am*. 1986;30(1):3–23.
14. Lee Tc. History Of Dental Implants. In: *Oral Implantology*. Charles C Thomas, Springfield; 1970. P. 13–21.
15. Greenfield E. Implantation Of Artificial Crown And Bridge Abutments. *Dent Cosmos*. 1913;55:364.
16. Adams Pb. Anchoring Means For False Teeth. Google Patents; 1938.
17. Strock Ae. Experimental Work On A Method For The Replacement Of Missing Teeth By Direct Implantation Of A Metal Support Into The Alveolus: Preliminary Report. *Am J Orthod Oral Surg*. 1939;25(5):467–72.
18. Block Ma. Placement Of Endosseous Implants Into Tooth Extractions Sites. En: Block Ma, Kent Jn, Eds. *Endosseous Implants For Maxillofacial Reconstruction*. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery* Volume 49, Issue 12, December 1991, Pages 1269-1276
19. Block Ms. Dental Implants: The Last 100 Years. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*. 2018;76(1):11–26.
20. Linkow Li. Clinical Evaluation Of The Various Designed Endosseous Implants. *J Oral Implant Transplant Surg*. 1966;12:35–46.

21. Linkow Li. The Endosseous Bladevent—Twenty Years Of Clinical Applications. Alpha Omegan. 1987;80:36–44.
22. Brånemark Pi, Breine U, Adell R, Hansson Bo, Lindström J, Ohlsson A. Intra-Osseous Anchorage Of Dental Prosthesis: I. Experimental Studies. Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg. 1969;3(2):81–100.
23. Branemark Pi. Osseointegration And Its Experimental Background, The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 50, Issue 3, September 1983, Pages 399-410
24. Zarb A G, Schmitt A. Osseointegration For Elderly Patients: The Toronto Study,. The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 72, Issue 5, November 1994, Pages 559-568
25. Reinhardt B, Beikler T. Dental Implants. In: Advanced Ceramics For Dentistry. Elsevier; 2014. P. 51–75.
26. Stephen F., Martin F., Junhei F. Contemporary Fixed Prosthodontics. 6th Edition, Vol. 13. P.355
27. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici Ps, Kansu G., Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Derneği Yayınları, Ankara. 2003
28. Şen N, Ölçer Us Y. Abutment Selection For Implant Supported Fixed Prosthodontic Restorations. Turkiye Klinikleri Journal Of Dental Sciences. 2019;25(1):104–12.
29. Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic Treatment For Severely Misaligned Implants: A Clinical Report, The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 88, Issue 3, September 2002, P. 259-262
30. Lewis S., Beumer J. The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants. 3 Rd. Hornburg; 1988. 183–189 P.

31. Masri R, Kempler J, Driscoll Cf. 8 Digital Design And Manufacture Of Implant Abutments, Clinical Applications Of Digital Dental Technology, Chapter 8, 2015, P.167-176
32. Marchack Cb, Vidjak Fma, Futatsuki V. A Simplified Technique To Fabricate A Custom Milled Abutment, The Journal Of Prosthetic Dentistry, 2007;98:416-17
33. Grossmann Y, Pasciuta M, Finger Im. A Novel Technique Using A Coded Healing Abutment For The Fabrication Of A Cad/Cam Titanium Abutment For An Implant-Supported Restoration, The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 95, Issue 3, March 2006, P. 258-261
34. Lee A, Okayasu K, Wang Hl. Screw- Versus Cement-Retained Implant Restorations: Current Concepts. Vol. 19, Implant Dentistry, 2010, P. 8–15.
35. Hebel Ks, Gajjar Rc. Cement-Retained Versus Screw-Retained Implant Restorations: Achieving Optimal Occlusion And Esthetics In Implant Dentistry, The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 77, Issue 1, January 1997, P. 28-35
36. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical Complications Of Implant-Causes And Management: A Comprehensive Review. Natl J Maxillofac Surg. 2015;6(1):3.
37. Al-Thobity Am. Titanium Base Abutments In Implant Prosthodontics: A Literature Review. Eur J Dent. 2021;49–55.
38. Gomes França Fm, Leopoldo S, Fadanelli Ma, Lucisano F, Amaral B, Tarkany R, Et Al. Journal Of Oral Implantology Effect Of Steam Autoclaving On The Tensile Strength Of Resin Cements Used For Bonding Two-Piece Zirconia Abutments, J Oral Implantol (2017) 43 (2): 87–93.
39. Kemarly K, Arnason Sc, Parke A, Lien W, Vandewalle Ks. Effect Of Various Surface Treatments On Ti-Base Coping Retention. Oper Dent. 2020;45(4):426–34.

40. Conejo J., Kobayashi T., Anadioti E., Markus B. Blatz. Performance Of Cad/Cam Monolithic Ceramic Implant-Supported Restorations Bonded To Titanium Inserts: A Systematic Review. *Eur J Oral Implantology*. 2017;139–46.
41. Ferrari M, Tricarico Mg, Cagidiaco Mc, Vichi A, Gherlone Ef, Zarone F, Et Al. 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial On Different Cad-Cam Implant Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Dec 1;18(6):1134–41.
42. Wittneben Jg, Joda T, Weber Hp, Brägger U. Screw Retained Vs. Cement Retained Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis. Vol. 73, *Periodontology 2000*. Blackwell Munksgaard; 2017. P. 141–51.
43. Wilson Jr. Tg. The Positive Relationship Between Excess Cement And Peri-Implant Disease: A Prospective Clinical Endoscopic Study. *J Periodontol*. 2009 Sep;80(9):1388–92.
44. Karaalioglu Of, Duymuş Zy. Dental Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Cad/Cam) Systems. *J Dent Fac Ataturk Uni*. 2008;18(1):25–32.
45. Liu Pr. A Panorama Of Dental Cad/Cam Restorative Systems. *Compendium*. 2005;26(7):507–13.
46. Mörmann Wh. The Evolution Of The Cerec System, *The Journal Of The American Dental Association* Volume 137, Supplement 1, September 2006, P. 7s-13s
47. Heffernan Mj, Aquilino Sa, Diaz-Arnold Am, Haselton Dr, Stanford Cm, Vargas Ma. Relative Translucency Of Six All-Ceramic Systems. Part Ii: Core And Veneer Materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):10–5.
48. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital Dentistry: An Overview Of Recent Developments For Cad/Cam Generated Restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505–11.

49. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A Review Of Dental Cad/Cam: Current Status And Future Perspectives From 20 Years Of Experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44–56.
50. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status Of Current Cad/Cam Technology In Dental Medicine Stand Der Aktuellen Cad/Cam-Technik In Der Zahnmedizin. *Int J Comput Dent*. 2004;7:25–45.
51. Witkowski S. (Cad-)/Cam In Dental Technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005;28:169–84.
52. Strub Jr, Rekow Ed, Witkowski S. Computer-Aided Design And Fabrication Of Dental Restorations: Current Systems And Future Possibilities. *The Journal Of The American Dental Association*. 2006;137(9):1289–96.
53. Feuerstein P. Can Technology Help Dentists Deliver Better Patient Care? *The Journal Of The American Dental Association*. 2004;135:11s-16s.
54. Mehl A, Hickel R. Current State Of Development And Perspectives Of Machine-Based Production Methods For Dental Restorations. *Int J Comput Dent*. 1999;2(1):9–35.
55. Christensen Gj. Computerized Restorative Dentistry: State Of The Art. *The Journal Of The American Dental Association*. 2001;132(9):1301–3.
56. Jithendra Babu P, Krishna Alla R, Ramaraju Alluri V, Raju Datla S, Konakanchi A. And Properties. *American Journal Of Materials Engineering And Technology [Internet]*. 2015;3(1):13–8. Available From: [Http://Pubs.Sciencedirect.com/Materials/3/1/3](http://Pubs.Sciencedirect.com/Materials/3/1/3)
57. Maloney Wj, Maloney Mp. Pierre Fauchard: The Father Of Modern Dentistry. *J Mass Dent Soc*. 2009;58(2):28–9.
58. Pathrabe A, Lahoti K, Gade Jr. Metal Free Ceramics In Dentistry: A Review. *Int J Oral Health Med Res*. 2016;2(5):154–8.

59. Wildgoose Dg, Johnson A, Winstanley Rb. Glass/Ceramic/Refractory Techniques, Their Development And Introduction Into Dentistry: A Historical Literature Review. J Prosthet Dent. 2004;91(2):136–43.
60. Kirmali O. Dental Ceramics Used In Dentistry. Cumhuriyet Dental Journal. 2012;17:316–24.
61. İşısağ Ö, Şahin O, Köroğlu A. Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi. 2016;(1):19–25.
62. Mclean Jw. The Science And Art Of Dental Ceramics. Vol. 1. Tokyo: Quintessence Publishing Co; 1980. 30–57 P.
63. Conrad Hj, Seong Wj, Pesun Ij. Current Ceramic Materials And Systems With Clinical Recommendations: A Systematic Review. J Prosthet Dent. 2007;98(5):389–404.
64. Sadowsky Sj. An Overview Of Treatment Considerations For Esthetic Restorations: A Review Of The Literature. J Prosthet Dent. 2006;96(6):433–42.
65. Yavuziyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1):41–8.
66. Çoşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu Ve Mikrosızıntıya Etkisi Ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2002.
67. Korkmaz C. Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2014;24(Supplement 8):136–40.
68. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2000;10(2):79–88.
69. Wall Jg, Cipra Dl. Alternative Crown Systems: Is The Metal-Ceramic Crown Always The Restoration Of Choice? Dent Clin North Am. 1992;36(3):765–82.

70. Toksavul S., Artunç C., Ulusoy M., Toman M. Tüm Seramik Kronlar. Izmir, Bornova: Meta Basım; 2002. 3–8 P.
71. Raigrodski Aj. Contemporary Materials And Technologies For All-Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review Of The Literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557–62.
72. Preston Jd. Perspectives In Dental Ceramics: Proceedings Of The Fourth International Symposium On Ceramics. Quintessence Publishing (Il); 1988, P.331-43
73. Rosenblum Ma, Schulman A. A Review Of All-Ceramic Restorations. The Journal Of The American Dental Association. 1997;128(3):297–307.
74. Kelly Jr. Dental Ceramics: Current Thinking And Trends. Dental Clinics. 2004;48(2):513–30.
75. Shillinburg H.T., Sather D.A., Stone S.E. Fundamentals Of Fixed Prosthodontics. Chicago: Quintessence; 2012.
76. Craig Rg, Powers Jm. Restorative Dental Materials. St. Louis: Cv Mosby. 2002;480:552–3.
77. Yavuzıılmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar (2. Baskı). Ankara: Gazi Üniversitesi Yaymevi, 1984.
78. Tural Z, Yamaner İş, Tuncer E. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;25:157–66. ,
79. Gracıs S, Thompson Vp, Ferencz Jl, Silva Nrfa, Bonfante Ea. A New Classification System For All-Ceramic And Ceramic-Like Restorative Materials. International Journal Of Prosthodontics. 2015;28(3).
80. De Carvalho Ramos N, Campos Tmb, De La Paz Is, Machado Jpb, Bottino Ma, Cesar Pf, Et Al. Microstructure Characterization And Scg Of Newly Engineered Dental Ceramics. Dental Materials. 2016;32(7):870–8.

81. Otto T, De Nisco S. Computer-Manufactured, Direct Ceramic Restorations: A Prospective, Clinical 10-Year Study Of Cerec Cad-Cam Inlays And Onlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2003;113(2):156–69.
82. Attia A, Abdelaziz Km, Freitag S, Kern M. Fracture Load Of Composite Resin And Feldspathic All-Ceramic Cad/Cam Crowns. J Prosthet Dent. 2006;95(2):117–23.
83. Fasbinder Dj. Restorative Material Options For Cad/Cam Restorations. Compendium. 2002;23(10):911–22.
84. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface Crystallization Of Leucite In Glasses. J Non Cryst Solids. 1995;180(2–3):292–307.
85. Kelly Jr, Nishimura I, Campbell Sd. Ceramics In Dentistry: Historical Roots And Current Perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18–32.
86. Guess Pc, Schultheis S, Bonfante Ea, Coelho Pg, Ferencz Jl, Silva Nrfa. All-Ceramic Systems: Laboratory And Clinical Performance. Dental Clinics. 2011;55(2):333–52.
87. Dong Jk, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-Pressed Ceramics: Technology And Strength. International Journal Of Prosthodontics. 1992;5(1), P9-16. 8p.
88. Ips Empress Cad : Ivoclar [Internet]. [Cited 2022 Dec 24]. Available From: <https://www.ivoclar.com/tr-tr/products/digital-processes/ips-empress-cad>
89. Soysal F., Farklı Bitirme İşlemleri Uygulanan Cad/Cam Seramiklerin Termal Yaşlandırma Sonrası Renk Stabilitelerinin Değerlendirilmesi, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Tezi, 2019, P.9
90. Holand W. Materials Science Fundamentals Of The Ips Empress 2 Glass-Ceramic. Ivoclar Vivadent Report. 1998;12:3–10.

91. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison Of The Microstructure And Properties Of The Ips Empress® 2 And The Ips Empress® Glass-Ceramics. *Journal Of Biomedical Materials Research: An Official Journal Of The Society For Biomaterials, The Japanese Society For Biomaterials, And The Australian Society For Biomaterials And The Korean Society For Biomaterials*. 2000;53(4):297–303.
92. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A. Monolithic Lithium Disilicate Full-Contour Crowns Bonded On Cad/Cam Zirconia Complete-Arch Implant Bridges With 3 To 5 Years Of Follow-Up. *Journal Of Oral Implantology*. 2015;41(4):450–8.
93. Ho Gw, Matinlinna Jp. Insights On Ceramics As Dental Materials. Part Ii: Chemical Surface Treatments. *Silicon*. 2011;3(3):117–23.
94. Tysowsky Gw. The Science Behind Lithium Disilicate: A Metal-Free Alternative. *Dent Today*. 2009;28(3):112–3.
95. Demirkol N. Diş Hekimliğinde Geleneksel Tam Seramik Ve Cad/Cam Sistemleri. In: *Tıp Bilimlerinde Farklı Bakışlar*. Iksad Publishing House; 2019. P. 466–7.
96. Maunula H, Hjerppe J, Lassila Ll V, Närhi To. Optical Properties And Failure Load Of Thin Cad/Cam Ceramic Veneers. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017;25(2):86–92.
97. Ips E.Max Press : Ivoclar [Internet]. [Cited 2022 Dec 24]. Available From: https://www.Ivoclar.Com/Tr_Tr/Products/Metal-Free-Ceramics/Ips-E.Max-Press
98. Ips E.Max Cad : Ivoclar [Internet]. [Cited 2022 Dec 24]. Available From: https://www.Ivoclar.Com/Tr_Tr/Products/Digital-Processes/Ips-E.Max-Cad
99. Ips E.Max Zirpress : Ivoclar [Internet]. [Cited 2022 Dec 24]. Available From: https://www.Ivoclar.Com/Tr_Tr/Products/Metal-Free-Ceramics/Ips-E.Max-Zirpress
100. Ips E.Max Ceram : Ivoclar [Internet]. [Cited 2022 Dec 24]. Available From: https://www.Ivoclar.Com/Tr_Tr/Products/Veneering-Materials/Ips-E.Max-Ceram

101. Li Rwk, Chow Tw, Matinlinna Jp. Ceramic Dental Biomaterials And Cad/Cam Technology: State Of The Art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208–16.
102. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann Wh. Flexural Strength Of Cerec 2 Machined And Jointed Inceram-Alumina And Inceram-Zirconia Bars. *Dental Materials.* 2001;17(3):260–7.
103. Heffernan Mj, Aquilino Sa, Diaz-Arnold Am, Haselton Dr, Stanford Cm, Vargas Ma. Relative Translucency Of Six All-Ceramic Systems. Part Ii: Core And Veneer Materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10–5.
104. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental Zirconia Can Be Etched By Hydrofluoric Acid. *Dent Mater J.* 2014;33(1):79–85.
105. Andersson M, Odén A. A New All-Ceramic Crown: A Dense-Sintered, High-Purity Alumina Coping With Porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(1):59–64.
106. Kelly Jr, Benetti P. Ceramic Materials In Dentistry: Historical Evolution And Current Practice. *Aust Dent J.* 2011;56:84–96.
107. Wagner Wc, Chu Tm. Biaxial Flexural Strength And Indentation Fracture Toughness Of Three New Dental Core Ceramics. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):140–4.
108. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure Tests On Dental Ceramics. *International Journal Of Prosthodontics.* 1996;9(5),P.434-39
109. Özdoğan A, Bayindir F. Cad/Cam Sistemlerinde Materyal Seçimi Ve Kullanım Alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2019;29(2):357–61.
110. Gültekin P, Volkan Turp. Türkiye Klinikleri *J Prosthodont-Special Topics.* 2017;3(2):77–83.
111. Denry I, Kelly Jr. State Of The Art Of Zirconia For Dental Applications. *Dental Materials.* 2008;24(3):299–307.

112. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain Mv. Strength, Reliability And Mode Of Fracture Of Bilayered Porcelain/Zirconia (Y-Tzp) Dental Ceramics. *Biomaterials*. 2004;25(20):5045–52.
113. Lin Jd, Duh Jg. Fracture Toughness And Hardness Of Ceria-And Yttria-Doped Tetragonal Zirconia Ceramics. *Mater Chem Phys*. 2003;78(1):253–61.
114. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V, Clarke Dr. The Tetragonal-Monoclinic Transformation In Zirconia: Lessons Learned And Future Trends. *Journal Of The American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901–20.
115. Piconi C, Maccauro G. Zirconia As A Ceramic Biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
116. Zhang Y, Lee Jjw, Srikanth R, Lawn Br. Edge Chipping And Flexural Resistance Of Monolithic Ceramics. *Dental Materials*. 2013;29(12):1201–8.
117. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Et Al. Mechanical Properties Of Composite Resin Blocks For Cad/Cam. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705–10.
118. Lavatm Ultimate Cad/Cam Restoratifcerec® 141 – Refiller: Renk A1-Lt: 5 Blok | 3m Türkiye [Internet]. [Cited 2022 Dec 28]. Available From: https://www.3m.com.tr/3m/tr_tr/P/D/V000095765/
119. Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical Properties Of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network Materials. *Dental Materials*. 2013;29(4):419–26.
120. Magri Lv, Carvalho Va, Rodrigues Fcc, Bataglioni C, Leite-Panissi Cra. Effectiveness Of Low-Level Laser Therapy On Pain Intensity, Pressure Pain Threshold, And Sf-Mpq Indexes Of Women With Myofascial Pain. *Lasers Med Sci*. 2017;32(2):419–28.

121. Belli R, Wendler M, De Ligny D, Cicconi Mr, Petschelt A, Peterlik H, Et Al. Chairside Cad/Cam Materials. Part 1: Measurement Of Elastic Constants And Microstructural Characterization. Dental Materials. 2017;33(1):84–98.
122. Vita Enamic® - A New Definition Of Stability. [Internet]. [Cited 2022 Dec 29]. Available From: [https://www.vita-zahnfabrik.com/translate/goog/en/vita-enamic-24970.html? X Tr Sl=En& X Tr Tl=Tr& X Tr Hl=Tr& X Tr Pto=Sc](https://www.vita-zahnfabrik.com/translate/goog/en/vita-enamic-24970.html?X_Tr_Sl=En&X_Tr_Tl=Tr&X_Tr_Hl=Tr&X_Tr_Pto=Sc)
123. Shofu Block Hc · Disk Hc – Shofu [Internet]. [Cited 2022 Dec 29]. Available From: <https://www.shofu.de/tr/produkt/shofu-block-hc-disk-hc-tr/>
124. Stappert Cfj, Att W, Gerds T, Strub Jr. Fracture Resistance Of Different Partial-Coverage Ceramic Molar Restorations: An In Vitro Investigation. The Journal Of The American Dental Association. 2006;137(4):514–22.
125. Ips E.Max ® Press Scientific Documentation. [Internet]. [Cited 2022 Dec 31]. Available From: https://www.ivoclar.com/tr_tr/downloadcenter/#Dc=Global&Lang=en&Details=4827
126. Ritter Rg. Multifunctional Uses Of A Novel Ceramic-Lithium Disilicate. Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry. 2010;22(5):332–41.
127. Baumgartner M. The System Solution For Precise, Efficient And True-To-Shade Zirconia Reconstructions. [Internet]. [Cited 2023 Jan 03]. Available From: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/technician-solutions/cad/cam-fabrication/framework-constructions/fully-anatomic-bridges/vita-yz-st-54287,27568.html>
128. Anusavice Kj. Dental Ceramics. In: Phillips' Science Of Dental Materials. 11th Ed. 2003. P. 665–719.
129. Craig Rg., O'brien, Powers Jm. Restorative Dental Materials. In: Restorative Dental Materials. 11th Ed. Missouri: Mosby Elsevier; 2002.

130. Craig Rg. Restorative Dental Materials. 8th Ed. Mosby Elsevier; 1989. 89–90 P.
131. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, Van Dijken Jw V. Flexural Strength And Modulus Of A Novel Ceramic Restorative Cement Intended For Posterior Restorations As Determined By A Three-Point Bending Test. *Acta Odontol Scand.* 2003;61(2):87–92.
132. Cattell Mj, Clarke Rl, Lynch Ejr. The Transverse Strength, Reliability And Microstructural Features Of Four Dental Ceramics—Part I. *J Dent.* 1997;25(5):399–407.
133. Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu İ. Three Point Bending Strength Of In-Ceram Core Material Sinterized With Colloidal Alumina. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry And Research).* 2007;31(2):71–8.
134. Duymuş Zy, Özdoğan A. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bükülme Dayanımı Testleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 28(4):625–8.
135. Ban S, Anusavice Kj. Influence Of Test Method On Failure Stress Of Brittle Dental Materials. *J Dent Res.* 1990;69(12):1791–9.
136. Morrell R, McCormick Nj, Bevan J, Lodeiro M, Margetson J. Biaxial Disc Flexure–Modulus And Strength Testing. *British Ceramic Transactions.* 1999;98(5):234–40.
137. Fett T, Rizzi G. 3-Balls-On-3-Balls Test For Ceramic Disks: A Finite Element Study. *Forschungszentrum Karlsruhe;* 2004, P.8-11
138. Isgrò G, Pallav P, Van Der Zel Jm, Feilzer Aj. The Influence Of The Veneering Porcelain And Different Surface Treatments On The Biaxial Flexural Strength Of A Heat-Pressed Ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):465–73.
139. Cattell Mj, Clarke Rl, Lynch Ejr. The Biaxial Flexural Strength And Reliability Of Four Dental Ceramics—Part Ii. *J Dent.* 1997;25(5):409–14.

140. Squier Rs. Retentiveness Of Dental Cements Used With Metallic Implant Components, Harvard University, University Of Connecticut School Of Dental Medicine, Master Of Dental Sciences Thesis. 2002;P.1-16
141. Temp-Bondtm Temporary Dental Cement | Kerr Dental [Internet]. [Cited 2023 Jan 7]. Available From: <https://www.kerrdental.com/kerr-restoratives/temp-bond-temporary-dental-cement#docs>
142. Wheeler Rc. Introduction To Dental Anatomy, Dental Anatomy, Physiology, And Occlusion. Chapter 1,1974; P.13
143. McCabe Fj, Angus Wgw. Applied Dental Materials. 9th Ed. Blackwell Publishing Ltd., 2008, Chapter 2; P.22-26
144. Ambré Mj, Aschan F, Von Steyern Pv. Fracture Strength Of Yttria-Stabilized Zirconium-Dioxide (Y-Tzp) Fixed Dental Prostheses (Fdps) With Different Abutment Core Thicknesses And Connector Dimensions. Journal Of Prosthodontics. 2013;22(5):377–82.
145. Karoussis Ik, Brägger U, Salvi Ge, Bürgin W, Lang Np. Effect Of Implant Design On Survival And Success Rates Of Titanium Oral Implants: A 10-Year Prospective Cohort Study Of The Iti® Dental Implant System. Clin Oral Implants Res. 2004;15(1):8–17.
146. Leonhardt Å, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-Term Follow-Up Of Osseointegrated Titanium Implants Using Clinical, Radiographic And Microbiological Parameters. Clin Oral Implants Res. 2002;13(2):127–32.
147. Linkow Li, Rinaldi Aw, Weiss Jr Ww, Smith Gh. Factors Influencing Long-Term Implant Success. J Prosthet Dent. 1990;63(1):64–73.
148. Van Steenberghe D, Quirynen M, Molly L, Jacobs R. Impact Of Systemic Diseases And Medication On Osseointegration. Periodontol 2000. 2003;33(1):163–71.

149. Weber H, Crohin Cc, Fiorellini Jp. A 5-Year Prospective Clinical And Radiographic Study Of Non-Submerged Dental Implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(2):144–53.
150. Harder S, Kern M. Survival And Complications Of Computer Aided-Designing And Computer-Aided Manufacturing Vs. Conventionally Fabricated Implant-Supported Reconstructions: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:48–54.
151. Von Steyern Pv, Kokubo Y, Nilner K. Use Of Abutment-Teeth Vs. Dental Implants To Support All-Ceramic Fixed Partial Dentures: An In-Vitro Study On Fracture Strength. *Swed Dent J.* 2005;29(2):53–60.
152. Scherrer Ss, De Rijk Wg. The Fracture Resistance Of All-Ceramic Crowns On Supporting Structures With Different Elastic Moduli. *International Journal Of Prosthodontics.* 1993;6(5).P 462-67
153. Rismanchian M, Shafiei S, Nourbakhshian F, Davoudi A. Flexural Strengths Of Implant-Supported Zirconia Based Bridges In Posterior Regions. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(5):346–50.
154. Moilanen P, Hjerpe J, Lassila Lvj, Närhi To. Fracture Strength And Precision Of Fit Of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *Journal Of Oral Implantology.* 2018;44(5):330–4.
155. 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.* 2020;6(1): P.1–7.
156. Ramalho Is, Bergamo Etp, Witek L, Coelho Pg, Lopes Aco, Bonfante Ea. Implant-Abutment Fit Influences The Mechanical Performance Of Single-Crown Prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;102:103506.

157. Ramalho I, Witek L, Coelho Pg, Bergamo E, Pegoraro Lf, Bonfante Ea. Influence Of Abutment Fabrication Method On 3d Fit At The Implant-Abutment Connection. *Int J Prosthodont*. 2020;33(06):641–7.
158. Adolfi D, Mendes Tribst Jp, Souto Borges Al, Bottino Ma. Torque Maintenance Capacity, Vertical Misfit, Load To Failure, And Stress Concentration Of Zirconia Restorations Cemented Or Notched To Titanium Bases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(02):357–65.
159. Korsch M, Marten S, Walther W, Vital M, Pieper Dh, Dötsch A. Impact Of Dental Cement On The Peri-Implant Biofilm-Microbial Comparison Of Two Different Cements In An In Vivo Observational Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):806–13.
160. Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic Implant-Supported Lithium Disilicate (Ls2) Crowns In A Complete Digital Workflow: A Prospective Clinical Trial With A 2-Year Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Jun 1;19(3):505–11.
161. Asgeirsson Ag, Sailer I, Gamper F, Jung Re, Hämmerle Chf, Thoma Ds. Veneered Zirconia Abutments Cemented On Non-Original Titanium Bases: 1-Year Results Of A Prospective Case Series. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(8):735–44.
162. Serichetaphongse P, Chengprapakorn W, Thongmeearkom S, Pimkhaokham A. Immunohistochemical Assessment Of The Peri-Implant Soft Tissue Around Different Abutment Materials: A Human Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2020 Oct 1;22(5):638–46.
163. 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*. 2012;143(3):234–40.
164. Chaar Ms, Passia N, Kern M. Ten-Year Clinical Outcome Of Three-Unit Posterior Fdps Made From A Glass-Infiltrated Zirconia Reinforced Alumina Ceramic (In-Ceram Zirconia). *J Dent*. 2015;43(5):512–7.

165. Rinke S, Wehle J, Schulz X, Bürgers R, Roediger M. Prospective Evaluation Of Posterior Fixed Zirconia Dental Prostheses: 10-Year Clinical Results. *Int J Prosthodont.* 2018;31(1):35–42.
166. Sailer I, Balmer M, Hüsler J, Hämmerle Chf, Känel S, Thoma Ds. 10-Year Randomized Trial (Rct) Of Zirconia-Ceramic And Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses. *J Dent.* 2018;76:32–9.
167. Schmitter M, Mueller D, Rues S. In Vitro Chipping Behaviour Of All-Ceramic Crowns With A Zirconia Framework And Feldspathic Veneering: Comparison Of Cad/Cam-Produced Veneer With Manually Layered Veneer. *J Oral Rehabil.* 2013;40(7):519–25.
168. Quinn Jb, Sundar V, Parry Ee, Quinn Gd. Comparison Of Edge Chipping Resistance Of Pfm And Veneered Zirconia Specimens. *Dental Materials.* 2010;26(1):13–20.
169. Teichmann M, Wienert Al, Rückbeil M, Weber V, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-Year Survival And Chipping Rates And Clinical Quality Grading Of Zirconia-Based Fixed Dental Prostheses. *Clin Oral Investig.* 2018;22(8):2905–15.
170. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture Resistance Of Yttrium Oxide Partially-Stabilized Zirconia All-Ceramic Bridges After Veneering And Mechanical Fatigue Testing. *Dental Materials.* 2005;21(5):476–82.
171. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime Prediction Of All-Ceramic Bridges By Computational Methods. *J Dent Res.* 2003;82(3):238–42.
172. Von Steyern Pv, Jönsson O, Nilner K. Five-Year Evaluation Of Posterior All-Ceramic Three-Unit (In-Ceram) Fpds. *International Journal Of Prosthodontics.* 2001;14(4). P.379–384.
173. Sorensen Ja, Kang Sk, Torres Tj, Knode H. In-Ceram Fixed Partial Dentures: Three-Year Clinical Trial Results. *J Calif Dent Assoc.* 1998;26(3): P.207–14.

174. Peterson Im, Pajares A, Lawn Br, Thompson Vp, Rekow Ed. Mechanical Characterization Of Dental Ceramics By Hertzian Contacts. *J Dent Res.* 1998;77(4): P.589–602.
175. Kelly Jr, Tesk Ja, Sorensen Ja. Failure Of All-Ceramic Fixed Partial Dentures In Vitro And In Vivo: Analysis And Modeling. *J Dent Res.* 1995;74(6): P.1253–8.
176. Solá-Ruiz Mf, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JI, Del Rio Highsmith J, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival Rates Of A Lithium Disilicate-Based Core Ceramic For Three-Unit Esthetic Fixed Partial Dentures: A 10-Year Prospective Study. *International Journal Of Prosthodontics.* 2013;26(2). 2013,P.175-180.
177. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical Outcome Of Three-Unit Lithium-Disilicate Glass–Ceramic Fixed Dental Prostheses: Up To 8 Years Results. *Dental Materials.* 2009;25(9):E63–71.
178. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O, Et Al. Three-Unit Cad/Cam-Generated Lithium Disilicate Fdps After A Mean Observation Time Of 46 Months. *Clin Oral Investig.* 2014;18(9):2171–8.
179. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub Jr. Fracture Strength Of All-Ceramic Lithium Disilicate And Porcelain-Fused-To-Metal Bridges For Molar Replacement After Dynamic Loading. *European Journal Of Prosthodontics And Restorative Dentistry.* 2002;10(1):15–22.
180. Sorensen Ja, Cruz M, Mito Wt, Raffener O, Meredith Hr, Foser Hp. A Clinical Investigation On Three-Unit Fixed Partial Dentures Fabricated With A Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(1):95–106.
181. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler Lj, Hammerle Chf. Strength And Reliability Of Four-Unit All-Ceramic Posterior Bridges. *Dental Materials.* 2005;21(10):930–7.

182. Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya Mamoru. Effect Of Connector Design On Fracture Resistance Of Zirconia All-Ceramic Fixed Partial Dentures. *The Bulletin Of Tokyo Dental College Journal*. 2011;52(2):61–7.
183. Pospiech P, Rountree P, Rammelsberg P, Gernet W. The Influence Of Tooth-Mobility And Cement On The Fracture Strength Of All-Ceramic Resin-Bonded Bridges. In: *Journal Of Dental Research*. Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314; 1997. P. 2939.
184. Boeckh C, Schumacher E, Podbielski A, Haller B. Antibacterial Activity Of Restorative Dental Biomaterials In Vitro. *Caries Res*. 2002;36(2):101–7.
185. Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-Associated Peri-Implantitis: A Retrospective Clinical Observational Study Of Fixed Implant-Supported Restorations Using A Methacrylate Cement. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(7):797–802.
186. Román-Rodríguez JI, Millan-Martínez D, Fons-Font A, Agustín-Panadero R, Fernández-Estevan L. Traction Test Of Temporary Dental Cements. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(4):E564.
187. Adolfi D, Mendes Tribst Jp, Souto Borges Al, Bottino Ma. Torque Maintenance Capacity, Vertical Misfit, Load To Failure, And Stress Concentration Of Zirconia Restorations Cemented Or Notched To Titanium Bases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(02):357–65.
188. Kern M. Bonding To Oxide Ceramics—Laboratory Testing Versus Clinical Outcome. *Dental Materials*. 2015;31(1):8–14.
189. Güngör Mb, Nemli Sk. The Effect Of Resin Cement Type And Thermomechanical Aging On The Retentive Strength Of Custom Zirconia Abutments Bonded To Titanium Inserts. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(3). P.523-29

190. Lin Yt, Shen Yf, Wei Pc, Hsu Kw. Clinical Evaluation Of Two-Piece Zirconia Abutments With Bonded Titanium Inserts For Implant-Supported Restorations. The Journal Of Prosthetic Dentistry Volume 123, Issue 3, March 2020, P.449-454
191. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation Of Shear Bond Strength Of Zirconia-Based Monolithic Cad-Cam Materials To Resin Cement After Different Surface Treatments. Niger J Clin Pract. 2019;22(11):1475–82.
192. Okutan Y, Yücel Mt, Dönmez Mb, Gezer T. Effect Of An Mdp-Containing Primer On The Bond Strength Between Ten Different Resin Cements And Air-Abraded Monolithic Zirconia; Meandros Med Dent J 2021;22:148-56
193. Obradović-Đuričić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević Đ, Zrilić M. Dilemmas In Zirconia Bonding: A Review. Srp Arh Celok Lek. 2013;141(5–6):395–401.
194. Asar Nv, Çakirbay M. Zirkonya-Rezin Siman Bağlantısını Güçlendirmede Kullanılan Yüzey İşlemleri. Acta Odontologica Turcica. 2013;30(3):162–8.
195. Özdoğan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Tez Danışmanı Zeynep Yeşil Duymuş A. Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonyum Ve Lityum Disilikat Esaslı Alt Yapıların Yüzey Sertlik Ve Bükülme Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi.
196. . López-Suárez C, Gonzalo E, Peláez J, Rodríguez V, Suárez Mj. Fracture Resistance And Failure Mode Of Posterior Fixed Dental Prostheses Fabricated With Two Zirconia Cad/Cam Systems. J Clin Exp Dent. 2015;7(2):E250.
197. Borba M, Duan Y, Griggs Ja, Cesar Pf, Della Bona Á. Effect Of Ceramic Infrastructure On The Failure Behavior And Stress Distribution Of Fixed Partial Dentures. Dental Materials. 2015;31(4):413–22.
198. Tatar K., Cad/Cam Sistemi İle Üretilen Cam Seramik Köprü Restorasyonlarda Üye Sayısının Ve Konnektör Tasarımının Kirilma Dayanımı Üzerine Etkisi, Yüzüncü Yıl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2016.

199. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Steyern Pvvon, Fukushima S. The Effect Of Core Framework Designs On The Fracture Loads Of All-Ceramic Fixed Partial Dentures On Posterior Implants. *J Oral Rehabil.* 2007;34(7):503–7.
200. Motta Ab, Pereira Lc, Da Cunha Arcc, Duda Fp. The Influence Of The Loading Mode On The Stress Distribution On The Connector Region Of Metal-Ceramic And All-Ceramic Fixed Partial Denture. *Artif Organs.* 2008;32(4):283–91.
201. Oh W Suck, Anusavice Kj. Effect Of Connector Design On The Fracture Resistance Of All-Ceramic Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):536–42
202. Pröbster L. Compressive Strength Of Two Modern All-Ceramic Crowns. *International Journal Of Prosthodontics.* 1992;5:409.
203. Seghi Rr, Sorensen Ja. Relative Flexural Strength Of Six New Ceramic Materials. *International Journal Of Prosthodontics.* 1995;8:239.
204. Seghi Rr, Daher T, Caputo A. Relative Flexural Strength Of Dental Restorative Ceramics. *Dental Materials.* 1990;6(3):181–4.
205. Esquivel Jf, Chai J, Wozniak Wt. The Physical Properties Of Low-Fusing Porcelains For Titanium. *International Journal Of Prosthodontics.* 1996;9(6). P.563-571
206. Ruhle M, Claussen N, Heuer Ah. Microstructural Studies Of Y₂O₃-Containing Tetragonal ZrO₂ Polycrystals (Y-Tzp). In: *Science And Technology Of Zirconia Ii.* 1983. P.352-70
207. Ardlin Bi. Transformation-Toughened Zirconia For Dental Inlays, Crowns And Bridges: Chemical Stability And Effect Of Low-Temperature Aging On Flexural Strength And Surface Structure. *Dental Materials.* 2002;18(8):590–5.
208. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Et Al. Strength, Toughness And Aging Stability Of Highly-Translucent Y-Tzp Ceramics For Dental Restorations. *Dental Materials.* 2016;32(12):E327–37.

209. Chen Ym, Smales Rj, Yip Khk, Sung Wj. Translucency And Biaxial Flexural Strength Of Four Ceramic Core Materials. *Dental Materials*. 2008;24(11):1506–11.
210. Zhang Y. Making Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Translucent. *Dental Materials*. 2014;30(10):1195–203.
211. Zhang F, Spies Bc, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller Wd, Et Al. High-Translucent Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics Are Wear-Resistant And Antagonist-Friendly. *Dental Materials*. 2019;35(12):1776–90.
212. Carrabba M, Keeling Aj, Aziz A, Vichi A, Fonzar Rf, Wood D, Et Al. Translucent Zirconia In The Ceramic Scenario For Monolithic Restorations: A Flexural Strength And Translucency Comparison Test. *J Dent*. 2017;60:70–6.
213. Zhang Y, Lawn Br. Novel Zirconia Materials In Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140–7.
214. Yan J, Kaizer Mr, Zhang Y. Load-Bearing Capacity Of Lithium Disilicate And Ultra-Translucent Zirconias. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;88:170–5.
215. Vita Yz ® Solutions Technical And Scientific Documentation.
216. Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Närhi T. Fracture Load Of Different Zirconia Types: A Mastication Simulation Study. *Journal Of Prosthodontics*. 2020;29(9):787–91.
217. Demir N, Ozturk An, Malkoc Ma. Evaluation Of The Marginal Fit Of Full Ceramic Crowns By The Microcomputed Tomography (Micro-Ct) Technique. *Eur J Dent*. 2014;8(04):437–44.
218. Yuzbasioglu E, Kurt H. Ranaturunc And Halenurbilir. Comparison Of Digital And Conventional Impression Techniques: Evaluation Of Patients' Perception, Treatment Comfort, Effectiveness And Clinical Outcomes. *Bmc Oral Health*. 2014;14:10.

219. Mounajjed R, Layton Dm, Azar B. The Marginal Fit Of E. Max Press And E. Max Cad Lithium Disilicate Restorations: A Critical Review. *Dent Mater J.* 2016;35(6):835–44.
220. Mostafa Nz, Ruse Nd, Ford Nl, Carvalho Rm, Wyatt Ccl. Marginal Fit Of Lithium Disilicate Crowns Fabricated Using Conventional And Digital Methodology: A Three-Dimensional Analysis. *Journal Of Prosthodontics.* 2018;27(2):145–52.
221. Miwa A, Kori H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Matsushita Y, Koyano K. Fit Of E. Max Crowns Fabricated Using Conventional And Cad/Cam Technology: A Comparative Study. *Int J Prosthodont.* 2016;29(6):602–7.
222. Papadiochou S, Pissiotis Al. Marginal Adaptation And Cad-Cam Technology: A Systematic Review Of Restorative Material And Fabrication Techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):545–51.
223. Al Hamad Kq, Al Rashdan Ba, Al Omari Wm, Baba Nz. Comparison Of The Fit Of Lithium Disilicate Crowns Made From Conventional, Digital, Or Conventional/Digital Techniques. *Journal Of Prosthodontics.* 2019;28(2):E580–6.
224. Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier Rl, Kunkel Tc. Marginal Fit Comparison Of Cad/Cam Crowns Milled From Two Different Materials. *Journal Of Prosthodontics.* 2018;27(5):421–8.
225. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison Of Marginal Fit Between Cad-Cam And Hot-Press Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):124–8.
226. Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural Resistance Of Heat-Pressed And Cad-Cam Lithium Disilicate With Different Translucencies. *Dental Materials.* 2017 Jan 1;33(1):63–70.

227. Oh Sc, Dong Jk, Lüthy H, Schärer P. Strength And Microstructure Of Ips Empress 2 Glass-Ceramic After Different Treatments. *International Journal Of Prosthodontics*. 2000;13(6). P. 468-72
228. Von Clausbruch Sc, Schweiger M, Höland W, Rheinberger V. The Effect Of P2o5 On The Crystallization And Microstructure Of Glass-Ceramics In The $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5$ System. *J Non Cryst Solids*. 2000;263:388-94.
229. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison Of The Microstructure And Properties Of The Ips Empress® 2 And The Ips Empress® Glass-Ceramics. *Journal Of Biomedical Materials Research: An Official Journal Of The Society For Biomaterials, The Japanese Society For Biomaterials, And The Australian Society For Biomaterials And The Korean Society For Biomaterials*. 2000;53(4):297-303.
230. Sedda M, Vichi A, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural Resistance Of Cerec Cad/Cam System Ceramic Blocks. Part 2: Outsourcing Materials. Variables Affecting The Flexural Behavior Of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals, *Am J Dent*. 2014 Feb;27(1):17- 22.
231. Lien W, Roberts Hw, Platt Ja, Vandewalle Ks, Hill Tj, Chu Tmg. Microstructural Evolution And Physical Behavior Of A Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Dental Materials*. 2015;31(8):928-40.
232. Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect Of Etching Time And Resin Bond On The Flexural Strength Of Ips E. Max Press Glass Ceramic. *Dental Materials*. 2014;30(12):E330-6.
233. Wen G, Zheng X, Song L. Effects Of P2o5 And Sintering Temperature On Microstructure And Mechanical Properties Of Lithium Disilicate Glass-Ceramics. *Acta Mater*. 2007;55(10):3583-91.
234. Alkadi L, Ruse Nd. Fracture Toughness Of Two Lithium Disilicate Dental Glass Ceramics. In: *Journal Of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2016. P. 591-6.

235. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JI, Ferreiroa A, Solá-Ruíz Mf, Fons-Font A. Zirconia In Fixed Prosthesis. A Literature Review. *J Clin Exp Dent*. 2014;6(1):E66.
236. Silva N, Bonfante Ea, Rafferty Bt, Zavanelli Ra, Rekow Ed, Thompson Vp, Et Al. Modified Y-Tzp Core Design Improves All-Ceramic Crown Reliability. *J Dent Res*. 2011;90(1):104–8.
237. Kou W, Kou S, Liu H, Sjögren G. Numerical Modeling Of The Fracture Process In A Three-Unit All-Ceramic Fixed Partial Denture. *Dental Materials*. 2007;23(8):1042–9.
238. Kelly Jr. Clinically Relevant Approach To Failure Testing Of All-Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652–61.
239. Hafezeqoran A, Koodaryan R, Hemmati Y, Akbarzadeh A. Effect Of Connector Size And Design On The Fracture Resistance Of Monolithic Zirconia Fixed Dental Prosthesis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2020;14(4):218.
240. Şahiner B., Farkli Ölçü Teknikleri İle Üretilen Zirkonya Köprü Protezlerinin Marjinal Uyum Ve Mekanik Dayanımlarının Değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2022
241. Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez Mj. Comparative Fracture Behavior Of Monolithic And Veneered Zirconia Posterior Fixed Dental Prostheses. *Dent Mater J*. 2017;36(6):816–21.
242. Mahmood D., Braian M., Khan A., Shabaz A., Larsson C., Fracture Load of Colored and Non-colored High Translucent Zirconia Three-unit Fixed Dental Prosthesis Frameworks, *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 2018;4(1), p.38-43
242. Özdoğan A. Farkli Yüzey İşlemlerinin Zirkonyum Ve Lityum Disilikat Esaslı Alt Yapıların Yüzey Sertlik Ve Bükülme Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi, Erzurum Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2017

243. Nalcı S., Zirkonyum Ve Alümina Esaslı Tüm Porselen Sistemlerinde, Yüzey İşlemlerinin, Bükülme Dayanıklılığına Etkisinin İncelenerek Değerlendirilmesi, 2011
244. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice Kj. Structural Reliability Of Alumina-, Feldspar-, Leucite-, Mica-And Zirconia-Based Ceramics. J Dent. 2000;28(7):529–35.
245. Albakry M, Guazzato M, Swain Mv. Biaxial Flexural Strength, Elastic Moduli, And X-Ray Diffraction Characterization Of Three Pressable All-Ceramic Materials. J Prosthet Dent. 2003;89(4):374–80.
246. Berge Hx, Sorensen Ja, Edelhoff D. Split Energy Factor Theory In Fracture Analysis Of Dental Ceramics. J Dent Res. 2001;80:57.
247. Sorensen Ja, Berge Hx, Edelhoff D. Effect Of Storage Media And Fatigue Loading On Ceramic Strength. In: Journal Of Dental Research. Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314 Usa; 2000. P. 271.
248. Anusavice Kj, Della Ba, Mecholsky Jj. Fracture Behavior Of Leucite-And Lithiadisilicate-Based Hot-Pressed Ceramics. J Dent Res. 2001;80:544.
249. Guazzato M, Albakry M, Ringer Sp, Swain M V. Strength, Fracture Toughness And Microstructure Of A Selection Of All-Ceramic Materials. Part I. Pressable And Alumina Glass-Infiltrated Ceramics. Dental Materials. 2004;20(5):441–8.
250. Kelly Jr. Clinical Failure Of Dental Ceramic Structures: Insights From Combined Fractography In Vitro Testing And Finite Element Analysis. Ceram Trans. 1994;48:125–36.
251. Kelly Jr. Ceramics In Restorative And Prosthetic Dentistry. Annual Review Of Materials Science. 1997;27(1):443–68.
252. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence Of Clenching Intensity On Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, And Average Bite Pressure. J Dent Res. 1999;78(7):1336–44.

253. Koriath Twp, Waldron Tw, Versluis A, Schulte Jk. Forces And Moments Generated At The Dental Incisors During Forceful Biting In Humans. *J Biomech.* 1997;30(6):631–3.
254. Lundgren Dan, Laurell L. Occlusal Forces In Prosthodontically Restored Dentitions: A Methodological Study. *J Oral Rehabil.* 1984;11(1):29–37.
255. Korber Kh. Maximale Kaukraft Als Berechnungsfaktor Zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab.* 1983;31:55–60.



8. ÖZGEÇMİŞ

Beste Çetin 1993 yılında Elbistan'da doğdu. 2018 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2019 yılında Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da uzmanlık eğitimine başladı. Yabancı dili İngilizce'dir.

