



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİ ANA BİLİM DALI**

**FARKLI YAPIDAKİ MATERYALLER İLE YAPILMIŞ
İMLANT ÜSTÜ KÖPRÜLERİN KIRILMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Doktora Tezi

Yaser ELHALAWANI

Danışman
Doç. Dr. İbrahim DURAN

SAMSUN
2021

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİ ANA BİLİM DALI**



**FARKLI YAPIDAKİ MATERYALLER İLE YAPILMIŞ
İMLANT ÜSTÜ KÖPRÜLERİN KIRILMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Doktora Tezi

Yaser ELHALAWANI

Danışman
Doç. Dr. İbrahim DURAN

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

Ersin TEMİZEL tarafından, Prof. Dr. Mehmet APAN danışmanlığında hazırlanan “Tezin Adı” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 12.11.2020 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği / oy çokluğu ile başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. XXXX XXXX Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/>
			Kabul
			<input type="checkbox"/>
			Ret
Üye (Danışman)	Dr. Öğr. Üyesi XXXX XXXX Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/>
			Kabul
			<input type="checkbox"/>
			Ret
Üye	Doç. Dr. XXXX XXXX Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/>
			Kabul
			<input type="checkbox"/>
			Ret
Üye	Prof. Dr. XXXX XXXX Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul
			<input checked="" type="checkbox"/>
			Ret
Üye	Prof. Dr. XXXX XXXX Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/>
			Kabul
			<input type="checkbox"/>
			Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım yüksek lisans/doktora/sanatta yeterlik tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

İmza

01/02/2021

Yaser ELHALAWANI

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Dijital Ve Geleneksel Ölçülerden Elde Edilen Modeller Üzerinde Hazırlanan Farklı Kronların Kenar Ve İç Uyumlarının Değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 30/09/2020 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 12

Tek kaynak oranı : % 2 çıkmıştır.

İmza

01/02/2021

Doç. Dr. İbrahim DURAN

ÖZET

FARKLI YAPIDAKİ MATERYALLER İLE YAPILMIŞ İMPLANT ÜSTÜ KÖPRÜLERİN KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Yaser ELHALAWANI

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora, Ocak/2021

Danışman: Doç. Dr. İbrahim DURAN

Amaç: Bu çalışmanın amacı mekanik özellikler ile üstün yeni CAD/CAM materyali olanlar Zirkonya HT, Trinia ve BioHPP diskler ile üretilen monolitik köprü restorasyonlarında konnektör boyutlarının kırılma dayanımı üzerine olan etkisini araştırmaktır.

Materyal ve Yöntem: Dört üyeli monolitik köprüleri üretmek üzere in-Lab yazılımında tasarım yapıldı. Bu tasarımlar üzerinde köprülerin konnektör bölgelerinde düzenlemeler yapıldı. Konnektör boyutları Zirkonya grup için 16mm², Trinia grup için 7mm² ve 16 mm² ve BioHPP grup için 13mm² ve 16 mm² şeklinde oluşturuldu (n:6). Üretilen monolitik köprüler, dayanak olarak kullanılan titanyum dayanakları üzerine rezin siman kullanılarak yapıştırılmıştır. 20 yıllık klinik kullanıma eş değer otoklav yaşlandırma prosedürü sonrasında (5 saat süre ile 134°C, 2 bar buhar basıncı) örneklerin kırılma dayanımı değerleri universal test cihazında ölçüldü ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi (Shapiro-Wilk testi, Anova testi, T testi).

Bulgular: Ortalama kırılma değerleri Zirkonya 16mm² grup için 1149.3 N, Trinia 7mm² grup için 1075.2 N, 16mm² 1730.5 N ve BioHPP 13mm² grup için 1452 N, 16mm² 2006 N olarak bulunmuştur.

Sonuç: Bu çalışma sonucunda, kullandığımız 3 farklı materyaller ile üretilen 4 üyeli köprülerin klinik kullanımda monolitik olarak güvenle kullanılabilmesi söylenebilir.

Anahtar Sözcükler: cad/cam, monolitik, zirkonya, trinia, biohpp

ABSTRACT

EVALUATION OF THE FRACTURE STRENGTH FOR IMPLANT SUPPORTED BRIDGES MADE OF DIFFERENT MATERIALS

Yaser ELHALAWANI

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Prosthodontics

Ph.D., January/2021

Supervisor: Assoc. Prof. İbrahim DURAN

Aim: The aim of this study is to investigate the effect of connector sizes on fracture strength in monolithic bridge restorations produced with Zirconia HT, Trinia and BioHPP discs, which are new CAD/CAM materials with high mechanical properties.

Material and Method: The monolithic bridges were designed by in-lab software. Modifications were made in the connector area on these designs. The connector diameters were designed and produced for Zirconia group as 16mm², Trinia group 7mm² and 16mm² and BioHPP group 13mm² and 16mm² (n: 6). The produced monolithic bridges cemented by resin cement on abutments. After 20 years of autoclave aging procedure equivalent to clinical use (134 C for 5 hours, 2 bar steam pressure), the fracture strength of the samples were measured by universal test machine. Results were evaluated statistically (Shapiro-Wilk test, Anova test, T test).

Results: Fracture strength for Zirconia 16mm² group 1149.3 N, Trinia group; 7mm² 1075.2 N, 16mm² 1730.5 N and for BioHPP group; 13mm² 1452 N, 16mm² 2006 N.

Conclusion: As a result of this study, it can be said that 4-unit monolithic bridges produced with the 3 different materials we used can be safely used in clinical use.

Keywords: cad/cam, monolithic, zirconia, trinia, biohpp

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, her konuda bana yardımcı olan, değerli tez danışmanım sayın Doç. Dr. İbrahim Duran'a,

Komitesinde yer alan değerli hocalarım sayın Prof. Dr. Çağrı Ural'a ve sayın Prof. Dr. Mahmut Sumer'a ve fakültemiz tüm hocalarına,

Çalışmamızdaki emekleri ve yardımlarından dolayı sevgili arkadaşlarım, Amro Varrak, Mohanad Shomal ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Çalışma sonuçlarının istatistiksel analizini yapan değerli hocam Naci Murat'a,

Tüm yaşantım boyunca verdiğim her kararı destekleyen ve her zaman yanımda olduklarını bildiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan aileme,

Tüm samimiyetimle sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. CAD/CAM.....	2
2.1.1. CAD/CAM Parçaları.....	4
2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Genel Sınıflandırması.....	4
2.1.2.1. Laboratuvar CAD/CAM Sistemi Sınıflandırılması	4
2.1.2.2. Chairside CAD/CAM Sistem Sınıflandırması.....	5
2.1.3. Tarayıcı Sınıflandırması.....	6
2.1.3.1. Laboratuvar Tarayıcıları Sınıflandırması.....	6
2.1.4. Tasarım Yazılımı	6
2.1.5. Dijital Üretim Süreci “ <i>Digital fabrication process</i> ”.....	7
2.1.6. CAD/CAM Avantajları.....	7
2.1.7. CAD/CAM Dezavantajları.....	8
2.2. CAD/CAM Restoratif Materyalleri.....	8
2.2.1. Seramikler	9
2.2.2. Rezin Kompozit	9
2.2.3. PEEK	10
2.2.3.1. Diş Hekimliğinde PEEK'in Klinik Uygulaması.....	11
2.3. Zirkonya	13
2.3.1. Monolitik Zirkonya.....	14
2.4. Trinia	16
2.5. BioHPP	17
2.5.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Üretimi İçin BioHPP Uygulaması.....	18
2.5.2. Kron ve Köprü Üretimi İçin BioHPP Uygulaması.....	18
2.5.3. İmplant Dayanakları İçin BioHPP Kullanımı	18
2.6. Simanlar	19
2.6.1. Simanlarının İdeal Özellikleri.....	19
2.6.2. Simanlar İki Ana Grub	19
2.6.2.1. Daimi Siman Çeşitleri.....	19
2.6.3. Rezin Siman	20
2.6.3.1. Rezin Siman Avantajları	20
2.6.3.2. Rezin Siman Dezavantajları.....	20
2.6.3.3. Rezin Siman Çeşitleri.....	20
2.6.3.4. Rezin Siman Endikasyonları.....	21
2.7. Otoklav İle Yaşlandırma.....	21
2.8. Kırılma Dayanıklığı “ <i>Fracture Strength</i> ”	21

2.9. Baskı Dayanım Test “ <i>Compression Strength Test</i> ”	22
3. MATERYAL ve YÖNTEM	23
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
7. KAYNAKLAR	53
8. ÖZ GEÇMİŞ	



SİMGELER VE KISALTMALAR

ANOVA: Tek Yönlü Varyans Analizi

CAD: Computer Aided Design / Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing / Bilgisayar destekli üretim

ISO: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization of Standardization)

MPa: Mega Pascal

mm: Milimetre

µm : Mikrometre

N: Newton

Y-TZP: Yttriyum katyonlu tetragonal zirkonya polikristalin

3D : Üç boyutlu

°C : Santigrat derece

n : Örnek sayısı

ort : Ortalama

p : Anlamlılık düzeyi

STL : stereolithography

BioHPP: %20 oranında seramik dolduruculu güçlendirilmiş modifiye PEEK polimeri

PEEK: Polietereterketon

Ti: Titanyum

1. GİRİŞ

Dijital çağda, dental teknoloji ile ilgili araştırmalar CAD/CAM üzerine yoğunlaşmıştır. CAD/CAM teknolojisinin klinik ile ideal şartlarda buluşması sonucu estetik, biyouyumlu ve mekanik açıdan üstün özellikler sergileyen çok üyeli restorasyonların hassasiyetle üretilmesi mümkün hale gelmiştir.

Hastaların artan estetik beklentileri ile diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların kullanımı hız kazanmıştır. Ayrıca tam seramik sistemlerin köprü restorasyonlarında kullanılması fikrinden yola çıkılarak güçlendirilmiş seramik bloklar üretilmiştir. Güçlendirilmiş hazır seramik bloklardan bilgisayar desteğinde aşındırma yöntemi ile restorasyonların hızlı bir şekilde üretilmesi tam seramik köprülerin popüleritesini artırmıştır.

Tam anatomik üretimlerde, klinik kullanımında en sık görülen başarısızlık tipi konnektörlerde meydana gelen kırıklardır. Biyolojik ve estetik nedenlerle köprü protezlerinde konnektör bölgesi dar bir konstrüksiyona sahiptir.

Dolayısıyla bu bölgede protezin diğer kısımlarına göre daha yüksek miktarda stres birikimi gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bu nedenle çalışmalar bu tip köprülerde uzun dönem başarıyı yakalamak için konnektör boyutu ve dizaynı üzerine yoğunlaşılması gerektiğini belirtmektedir (Ondera, vd., 2011; Lakshmi, vd., 2015).

Bu doğrultuda çalışmamızın amacı mekanik özellikler ile üstün yeni CAD/CAM materyali olanlar (Zirkonya HT, Trinia ve BioHPP) diskler ile üretilen monolitik köprü restorasyonlarında konnektör boyutlarının kırılma dayanımı üzerine olan etkisini araştırmaktır. Çalışmamızın hipotezi değişen konnektör kalınlıklarının Zirkonya HT, Trinia ve BioHPP restoratif materyallerinin kırılma dayanımını etkilediğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM

Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanımı dental restoratif materyallerin üretiminde son zamanlarda sıklıkla kullanılmakla birlikte, bu kavram yaklaşık 40 yıl önce araştırılmıştır. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) bunların birincisiydi ve mevcut olan tek chairside sistemdi. Bu sistem diş hekimliğinde 20 yıldan fazla bir süredir kullanılmaktadır.

İlk konseptte üç prensip vardı: estetik seramik rekonstrüksiyonu, tek bir hasta ziyareti ve minimum diş preperasyonudur. CAD/CAM yapımı restorasyonlar için kullanılan malzemeler incelendiğinde, tam konturlu monolitik restorasyonlar ve yüksek estetik sunan tamamı seramik malzemelerin klinik başarısı malzemelerin mekanik özellikleri ile doğrudan ilgili olduğu görülmüştür (Giordano, 2006).

Diş hekimliğinde dental CAD/CAM sistemlerinde önemli gelişmeler 1980'lerde meydana gelmiştir. Dr. Duret, dental CAD/CAM gelişimi alanında ilk sırada yer almıştır. 1971'de, ağızdaki dayanak dişin optik tarama kullanılan bir sistem ile oklüzal yüzeyin anatomik fonksiyonel şekline sahip kronlar üretmeye başlanmıştır.

Fonksiyonel hareketlere göre uygun bir kron tasarlanmıştır ve kontrollü bir frezeleme makinesi kullanarak freze edilmiştir. Daha sonra dünyada dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimi üzerinde de etkisi olan Sopher® Sistemi geliştirilmiştir (Duret, 1991).

İkincisi, CEREC® sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann ağız içi tarayıcı kullanarak hazırlanan kaviteyi ölçmüştür. Daha sonra, kompakt bir makine kullanılarak seramik bloktan bir "inley" tasarlanmıştır ve üretilmiştir.

Bu sistemin ortaya çıkışı gerçekten yenilikçi olmuştur çünkü aynı gün içerisinde seramik restorasyonu yapabileme ihtimali bir devrim olarak görülmüştür. Bu sistem duyurulduktan sonra CAD/CAM terimi hızla diş hekimliği mesleğine yayılmıştır. CEREC® sistemi hem materyallerde hem de bilgisayar ortamında yazılımsal olarak geliştirilmiştir (Mormann, vd., 1989).

Üçüncüsü, Procera® sisteminin geliştiricisi Dr. Anderssondur. Çünkü titanyumun dökümü zor görülmüştü, Dr. Andersson kıvılcım erozyonu ile titanyum "koping" üretmeye çalışmıştı ve veneer restorasyonları sürecine CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır (Andersson, vd., 1996).

Temel olarak, materyallerin mekanik olarak güçlü olması ve frezelenmesi kolay olmalıdır. CAD/CAM restorasyonlarının endikasyonlarını (onley, kronlar ve köprüler) genişletmek amacıyla klinisyenler mekanik olarak daha dayanıklı materyallerle çalışmışlardır. Bu nedenle, güçlendirilmiş seramikler geliştirilmiştir. Hızlı frezelemeyi sağlamak için, bazıları pre-kristalize olarak üretilmiştir. Frezeleme sonrasında son fırınlama, kristalizasyon, son rengi ve mekanik özellikleri elde etmek için önemli olacaktır. Kırılmaya daha az duyarlı bir materyal üretme fikriyle “Rezin sınıfı” geliştirilmiştir. Mekanik olarak daha az dirençli olmasına rağmen kırılmadan önce deforme olma özelliğine sahiptir (Nguyen, vd., 2014).

Sonraki fikir ise, rezinlere seramik partiküller ekleyerek bu rezinlerin mekanik özelliklerini arttırmaya çalışmak olmuştur. Son zamanlarda üreticiler, her ikisinin de en iyisini elde etmek için rezin polimerleri ve seramik bir ağ sağlayarak bu iki tür materyalin avantajlarını bir araya getirmeye çalışmıştır.

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yapılan bir restorasyonda ölçü almak için iki farklı teknik vardır:

- 1) Konvansiyonel ölçü.
- 2) Dijital ölçü (Miyazaki, vd., 2009).

Konvansiyonel ölçü

Bu yöntem genellikle çalışma modelinin üretimi için elastomerik silikon ölçü materyal kullanarak ölçü almaktadır. Laboratuvar tarayıcının türüne bağlı olarak, ya elastomerik silikon ölçünün kendisi ya da ölçüden oluşturulan alçı model taranılmaktadır.

Dijital ölçü

Bu yöntem ağız içi tarayıcı kullanılarak yapılmaktadır. Hedef alanın (diş veya dijital ölçü post) karşı ark ve çevresindeki yumuşak dokunun birlikte taranmasıdır. Sonra dijital oklüzal kayıt kullanılarak sanal artikülatöre aktarılacaktır. Daha sonra, çalışma modeli üretmek için dijital model sanal olarak bölümlere ayrılacaktır. Bu veri artikülatörlü stereolithography (STL) çalışma modeli sipariş etmek için bir üretim merkezine gönderilecektir.

Modeller, doğru kontakt noktaları ve oklüzyon elde etmek için seramik altyapı üzerine veneer işlemi sırasında kullanılmaktadır. Ölçü, alçı modeli veya ağız içi tarayıcıyı kullandıktan sonra, CAD yazılımı kullanılarak yapılan dental restorasyonu tasarlanır ve restorasyonun üretimi tamamlanmaktadır.

Frezeleme makinesi mevcutsa, dental restorasyon aynı klinikte/dental laboratuvarda üretilebilir veya tasarım üretmek için bir üretim merkezine gönderilir. (Beuer, vd., 2008)

2.1.1. CAD/CAM Parçaları

CAD/CAM sistemler temel olarak üç ana bölümden oluşur:

Veri Aktarımı Ünitesi “Data acquisition”:

Hazırlanan alandan, yan ve karşı yapılardan veri toplama işine sahiptir. Bundan sonra, ağız içi tarayıcılar kullanarak veya konvansiyonel ölçüyü aldıktan sonra çıkartan alçı modeli indirekt olarak taramılarak dijital ölçü oluşturulur.

Yazılım “Software”:

Sanal çalışma, frezeleme parametrelerini hesaplayarak model üzerinde dijital bir restorasyon tasarlamak için kullanılmaktadır.

Bilgisayarlı Kazıma Ünitesi “Computerized Milling Device” :

Sert blok restoratif materyalden üretilen bir restorasyonun üretimi ve frezelenmesi için kullanılmaktadır (Galhano, vd., 2012).

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Genel Sınıflandırması CAD/CAM sistemleri temel olarak:

- 1) Laboratuvar sistemleri.
- 2) Chairside sistemleri.

2.1.2.1. Laboratuvar CAD/CAM Sistemi Sınıflandırılması:

Şirketin kendi tarayıcı ve freze üniteleri vardır:

- 1) Amann Girbach.
- 2) 3M ESPE.
- 3) Sirona Dental Systems.
- 4) Zirkon Zahn.
- 5) Vhf camfacture AG.
- 6) Weiland Dental.
- 7) Pou-Yuen and U-Best Dental.
- 8) Planmeca.

9) KaVo Dental.

10) Dentsply Prosthetics.

CAD (Computer Aided Design) sistem: Şirketin yalnızca tarayıcısı vardır:

1) D2000 3 Shape;Dental Wings 7 series.

2) Dental Wings; IScan D104.

3) Imetric 3D SA; Ceramill Map.

4) AmannGirrbach; Activity 850 3D.

5) Smart Optics.

CAM (Computer Aided Manufacture) systems: Şirkette frezeleme makinesi vardır:

1) DWX-50.

2) Roland DGA Corporation; inLab MC X5.

3) Sirona; M5.

4) Zirkozahn; Tizian Cut 5 Smart.

5) Schütz Dental; S2 Model.

6) Vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2.

7) Amann Girrbach.

2.1.2.2. Chairside CAD/CAM Sistem Sınıflandırması:

Şirketin kendi tarayıcı ve freze üniteleri vardır (Sirona and Planmeca).

Image Acquisition Sistem, şirketin sadece tasarımı olmayan bir tarayıcısı vardır.

Bu sistem, restorasyonun tasarımı için açık bir laboratuvar tarayıcısına bağlanmalıdır. (True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC).

CAD/CAM, veri bilgilerin paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak da sınıflandırılabilir.

Kapalı sistemler, aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil tüm CAD/CAM prosedürlerini sağlamaktadır. Farklı sistemler arasında bir değişim yoktur.

Açık sistemler, orijinal dijital veri bilgilerin CAD yazılım ve farklı şirketlerden CAM cihazları tarafından alınmasına izin verilmektedir (Tapie, vd., 2015).

Laboratuvar CAD sistemleri her zaman açık bir sistem olmalıdır, çünkü veri bilgileri aldıktan ve restorasyonu tasarladıktan sonra veri bilgileri STL dosyası olarak kayıt edilecektir.

Ayrıca, “*the image acquisition unit*” her zaman açık bir sistemdir, ve bir restorasyonun STL dosyası, restorasyonun tasarlanması için açık bir laboratuvar CAD sistemi tarafından kabul edilebilir ve restorasyon veya modelin üretilmesi için açık bir CAM sistemine gönderilmektedir (Zimmermann, vd., 2015).

2.1.3. Tarayıcı “Scanner” Sınıflandırması:

Ağız içi kameralar optik tarayıcılardır ve iki türe ayrılırlar:

Single image Kameralar, dişlerin münferit görüntülerini kayıt eder. Tek bir görüntüde yaklaşık üç diş kaydedebilir [iTero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC), ve Trios (3 shape)].

Yazılım program dişlerin daha geniş alanlarını kaydetmek için münferit görüntüleri kaydederek daha büyük bir üç boyutlu (3D) sanal modele birleştirecektir.

Video Kameralar, True Definition tarayıcı tarafından kullanılmaktadır [Lava Chairside Oral Scanner, COS, Apollo DI (Sirona) and OmniCam (Sirona)] sistemleri.

2.1.3.1. Laboratuvar Tarayıcıları Sınıflandırması:

Optik Tarayıcılar: Kameranın dijital sensörüne kaydettiği diş yapılarını ölçüm ışık sistemi projeksiyon olarak kullanılmaktadır. Bilgisayar, diş yapısının 3D veri bilgilerini, derinlik ayarlı ölçüm sisteminin görüntüsünden hesaplamaktadır.

Mekanik Tarayıcılar: 3D ölçümler elde etmek için mekanik olarak satır satır okuyabilmektedir (Zimmermann, vd., 2015).

2.1.4. Tasarım Yazılımı

Çeşitli diş restorasyonları tasarlamak için üreticiler tarafından özel yazılımlar sağlanmaktadır. Farklı üreticilerin farklı yazılımları ile çeşitli tasarımlar uygulanabilmektedir:

- 1) Koping ve sabit altyapılar.
- 2) Ful anatomik kron ve köprüler.
- 3) İnley.
- 4) Onley.
- 5) Veneer.

- 6) Geçici restorasyonları.
- 7) Wax-up.
- 8) Post-kor.
- 9) Teleskoplar.
- 10) Custom abutmentler.
- 11) İmplantlar ve barlar.
- 12) Cerrahi rehber (Stent) ile implant planlaması.
- 13) Parsiyel ve total protezin tasarlaması.
- 14) Splint.
- 15) Ortodonti ve aparey (Torabi, vd., 2015).

2.1.5. Dijital Üretim Süreci “Digital Fabrication Process”: Dental CAD/CAM işleminin son aşamasıdır. Bir CAD modelinden fiziksel bir ürün olan restorasyonun geliştirilmesini içermektedir. Hastanın ağzına yerleştirmeden önce işleme, bitirme ve polisaj işlemi uygulanmaktadır. Bu restorasyonları üretmek için kullanılan iki ana yöntem “frezeleme” veya “3D yazıcı” üretimidir (Van Noort, 2012). Freze işleme, büyük bloklardan üretim teknolojisini kullanmaktadır.

Freze üniteleri sınıflandırması:

Kuru/Islak Frezeleme:

Bazı malzemeler kuru frezeleme, diğerleri ise ıslak veya kuru-ıslak frezeleme ile çalışırlar.

Eksen sayısı:

(3 eksen, 4 eksen veya 5 eksen), hem 4 eksen hem de 5 eksen farklı eksenlerde (X, Y, Z) yukarı ve aşağı hareket etmektedir.

Ana fark dönüş sayısıdır, blok / disk yalnızca X eksenini etrafında dönebilir (A dönüşü), ancak 5 eksenli, blok / disk X eksenini (A dönüşü) etrafında döner ve kazıyıcı mil Y eksenini (B dönüşü) etrafında dönmektedir.

5 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenen restorasyonlar, 4 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenenlerden daha büyük bir doğruluğa sahiptir çünkü 5 eksenli freze ünitesi her yönden “undercut” frezeleme yapabilmektedir (Abduo, vd., 2014).

2.1.6. CAD/CAM Avantajları

Dental restorasyonlarda CAD/CAM teknolojisinin konvansiyonel tekniklere

göre çeşitli avantajları vardır;

- 1) Kullanım kolaylığı.
- 2) Hızlı.
- 3) Yüksek hassasiyet.

Sirona'ya göre, CEREC'in en son versiyona sahip yarım ark ölçüleri 40 saniye içinde alınabilir ve tam ark ölçüleri yaklaşık 2 dakika içinde alınabilmektedir. Bu süreler her geçen yıl farklı firmalar tarafından azaltılarak geliştirilmektedir. Ayrıca CAD/CAM tasarımı ve üretimi konvansiyonel tekniklerden daha hızlıdır. (The Cerec Acquisition center, 2010)

Frezeleme makinesine sahip olmak, hastanın ikinci bir randevu almadan aynı seansta restorasyon yapılabilmesine ve hastalara artık geçici restorasyonlar üretilmeden işlemin tamamlanmasına imkan sağlamaktadır (Mormann, vd., 1989).

2.1.7. CAD/CAM Dezavantajları

- 1) Ekipman ve yazılımın maliyeti çok yüksektir.
- 2) Uygulayıcının kalifiye olması için eğitim, zaman ve paraya ihtiyacı vardır.
- 3) 3- Geleneksel ölçülerde olduğu gibi, dijital ölçü almak hassas bir işlemdir, tarama yaparken diş hekimi dışın doğru bir kaydını almalıdır.

Tarama bitiş çizgisini “basamak” algılamalı, yan ve karşı dişleri hassas bir şekilde taramalıdır. Dijital tarama, geleneksel ölçü için çok önemli olan aynı tip yumuşak doku yönetimi, retraksiyon, nem kontrolü ve hemostaz gerektirir (Henkel, 2007).

2.2. CAD/CAM Restoratif Materyalleri

Mevcut CAD/CAM restoratif materyaller tanımlanmıştır:

- 1) Feldspatik seramikler.
- 2) Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler.
- 3) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler.
- 4) Oksit seramikler (zirkonyum oksit seramik).
- 5) Hibrit Seramikler.
- 6) Kompozit rezinler.
- 7) PEEK polimerler.
- 8) Metaller (Tatar, 2016).

Bu materyal kategorileri, çeşitli mekanik özelliklerin ve uygulamaların birçoğunu içermektedir.

2.2.1. Seramikler

1888'de Charles Land, diş hekimliğine feldspatik porseleni getirerek "Porcelain Dental Art"da yayınlamıştır. Ana feldspatik porselenin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, dispersiyon kuvvetlendirmesinden kaynaklanmaktadır (Miyazaki ve Hotta, 2011). Mekanik özelliklerde geliştirilmiş bir lityum disilikat cam seramik geliştirilmesi, arka bölgeye uygulamada uzamaya izin vermiştir. Lityum disilikat, cam seramiklerin hacminin %70'ini çatlamaya ve kırılmaya karşı direncini sağlamaktadır. Lityum disilikatın eğilme direnci, anterior ve posterior tam anatomik kron restorasyonu için yeterli kabul edilmektedir (Li Rwk, vd., 2014).

Polikristalin seramikler, özellikle zirkonya, yüksek mekanik stres sağlayabilen ve üretebilen üstün mekanik özelliklere sahiptir. Polikristalin seramiklerin yaygın olarak kullanılması CAD/CAM teknolojisi ve stabil zirkonya endüstriyel üretimi sayesinde mümkündür (Von Steyern, vd, 2006).

Zirkonyanın klinik kullanımı, tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonuna ihtiyaç duymaktadır. Yttria stabilize tetragonal zirkon polikristalini (Y-TZP) üretmek için tetragonal zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek için, Yttriyum bir stabilize edici olarak kullanılmaktadır (Bona A Della, vd., 2015).

2.2.2. Rezin Kompozit

Partikül rezin kompozitleri (PRC) restoratif diş hekimliğinde 50 yıldır kullanılmaktadır. Üç ana bileşenden oluşurlar; Polimer matriks, silanlanmış güçlendiren filler ve polimerizasyon modülasyonu için kimyasallar. PRC, partikül filler ve matriks üzerinde yapılan değişiklikler yoluyla birçok varyasyondan geçmiştir.

Doldurucu "filler" değişiklikleri, aşınma direncini, cilalamayı ve mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla rezin matriks ile etkileşen yüzey alanını arttırmak için daha küçük parçacıklarla birleşmeyi içermektedir. Doldurucu oranının artırılması, polimerizasyonun büzülmesinin azaltılmasına da yardımcı olur. Erken PRC filler boyutu (10-50 µm) arasında değişmekte ve makrofill olarak adlandırılmaktadır.

Günümüzde filler boyutu (5-100 nm) kadar küçük olabilir. Daha küçük ve daha büyük filler maddelerinin bir kombinasyonunu içeren kompozitler "Hibrit kompozitler" vardır.

Yaygın rezin monomerleri arasında bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA), ürean dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunmaktadır. Molekül ağırlığı, polarite, polimerizasyon büzülmesi ve viskozite gibi özelliklerde farklılık göstermektedirler.

Monomerler mekanik özellikleri ve su emilimini etkileyebilmektedir. Geleneksel PRC, anterior ve küçük ila orta posterior restorasyonlar için endikedir, mekanik özellikleri büyük restorasyonlar, cuspal replasmanı veya parafonksiyonlu hastalar gibi yüksek stres durumu olanlar için yetersiz kalmaktadır (Klapdohr ve Moszner, 2005; Ferracane, 2011)

CAD/CAM'da “*pre-cured*” PRC'nin endüstriyel olarak işlenmesi polimerizasyon büzülmesine ilişkin endişeleri ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca, kompozitin üretimi ve polimerizasyonu da kontrol edilebilir, direkt PRC uygulaması yapılırken ortaya çıkabilecek kontaminasyon veya boşluklar ile ilgili olmaksızın tutarlı sonuçlar üretmektedir. CAD/CAM PRC in-direkt restorasyon üretiminde PRC'nin mekanik özellikleri daha yüksektir. CAD/CAM PRC bloklarının mekanik özelliklerini geliştirmek için yüksek sıcaklık ve basınç kullanılmıştır (Nguyen, vd., 2012).

2.2.3. PEEK

Poliariletereterketonun Tarihsel Gelişimi

Genellikle PEEK olarak adlandırılan poliarilethereterketon, ortopedik ve spinal implantları için kullanılan PAEK polimer ailesinin bir üyesidir. PEEK, 1987 yılında endüstriyel kullanım için niche polimerler olarak üretilmiştir (Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK'in Yapısı

Yüksek sıcaklık stabilitesi ve yüksek mekanik dayanıma sahip nispeten yeni bir yarı kristalin termoplastik polimer ailesidir. Keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanan temel bir aromatik moleküler zincirden oluşurlar ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır (Tannous, vd., 2012).

PEEK Uygulamaları

Yüksek dirençli polimerlerin kullanımı biyolojik, mekanik, imalat ve ekonomik yönlerden daha ilginç hale gelmektedir. PEEK çeşitli uygulamalarda kullanılan yüksek performanslı, sıcaklığa dayanıklı bir polimerdir. FDA onaylı implante edilebilir malzeme olarak PEEK, titanyumdan (Ti) ve alaşımlarından yapılan

geleneksel cerrahi metalik implantların yerine titanyumdan daha düşük elastik modülüne sahip olduğu için birincil aday olarak kabul edilmiştir (Deng, vd., 2015).

2.2.3.1. Diş Hekimliğinde PEEK'in Klinik Uygulaması

Parsiyel Protezler ve Parçaları

Protezler PEEK bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemleri CAD/CAM kullanılarak üretilebilir (Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK'in bir başka uygulaması, hareketli bir obturatörün yapımıdır.

Geleneksel akrilik protezlere kıyasla PEEK obturatörlerinin etkinliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Bununla birlikte, PEEK'in üstün mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle, polimerden yapılan protezlerin rutin olarak yakın gelecekte inşa edilmesi şaşırtıcı olmayacaktır. (Costa-Palau, vd., 2014).

PEEK Kronları

Rezin kompozit kuronlarla bağlanmasını kolaylaştırmak için PEEK yüzeyini düzenlemek için çeşitli prosedürler önerilmiştir.

Silika kaplamalı ve silika kaplamasız air abrazyon daha ıslanabilir bir yüzey oluştursa da (Stawarczyk, vd., 2013), sülfürik asit ile asitleme, hidrofobik rezin kompozitleriyle daha etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayan sert ve kimyasal olarak değiştirilmiş bir yüzey oluşturur (Schmidlin, vd.,2010).

Sülfürik asit ile 60-90 saniye boyunca aşındırma asitleme işleminin, 37 °C 'de 28 gün boyunca suda saklandıktan sonra rezin kompozit simanlara 15.3 7.2 MPa kadar kesme direnci gösterebildiği gözlenmiştir (Sproesser, vd., 2014).

Bu çalışmalar PEEK'in rezin-kompozit altında bir alt yapı malzemesi olarak kullanılabileceğini düşündürmektedir.

PEEK'in mekanik özellikleri dentin ve mine ile benzerdir. Bu nedenle PEEK, alaşım ve seramik restorasyonlara göre avantaj sağlayabilmektedir.

PEEK CAD/CAM Sabit Protezler

CAD/CAM kullanarak restorasyon üretimi, diş protezlerinin chairside üretilmesi mümkündür (Reich, vd., 2005). CAD/CAM tasarımlı kompozitler ve

polimetilmetakrilat (PMMA) sabit protezler, geleneksel sabit protezlere göre üstün mekanik özelliklere sahiptir (Stawarczyk, vd., 2012).

CAD/CAM ile üretilen üç üyeli PEEK sabit protezlerin preslenmiş granüler veya pelet şekilli PEEK protezlerinden daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu ileri sürülmüştür (Stawarczyk, vd., 2015).

CAD/CAM ile frezelenmiş PEEK sabit protezlerin kırılma direnci, lityum disilikat cam seramik (950N), alümina (851N) ve zirkonya (981-1331N) olanlardan daha yüksektir (Beuer, vd., 2008; Kolbeck, vd., 2008).

PEEK'in aşındırıcı abrazyon özellikleri mükemmeldir. Oldukça düşük elastik modülü ve sertliğine rağmen, PEEK'in aşındırıcı direnci metal alaşımlarla rekabet edebilir seviyededir.

İyi aşınma direnci, mekanik özellikler ve kompozitlere ve dişlere yeterli yapışma göz önüne alındığında, PEEK sabit protezlerin tatmin edici bir sağkalım oranına sahiptir (Zok ve Miserez, 2007).

İmplant Malzemesi Olarak PEEK

Wolff Yasası'na göre, kemik, uygulanan yüke göre yeniden şekillenir. Gerilim koruması “stress shielding”, implant tarafından normal yüklerin korunması “shielding” nedeniyle bir implant çevresindeki kemiğin hacmindeki azalmadır (Lee, vd., 2012).

PEEK dental implantlar klinik olarak yaygın olarak kullanılmadığı için, PEEK etrafındaki kemik rezorpsiyonu ile titanyum implantlar arasında bir fark olup olmadığı bilinmemektedir. PEEK implantlarının titanyum implantlardan daha az stres koruyucu üretilip üretilmediği sonucuna varmak için daha fazla klinik çalışma önem taşımaktadır. Ayrıca, az sayıda çalışma PEEK'in osseointegrasyonu ile zirkonyum ve titanyum gibi geleneksel implant materyalleri arasında anlamlı bir fark olmadığını öne sürmüştür (Schwitalla ve Müller, 2013).

Mekanik ve biyolojik özellikleri geliştirmek için, PEEK malzemelerinde birkaç modifikasyon denenmiştir. PEEK dental implantlar klinik olarak yaygın olarak kullanılmamıştır ve insanda uzun süre etkilerini ortaya çıkarmak için yeterli veri yoktur (Zhao, vd., 2012).

PEEK Abutment “Dayanaklar”

Yeterli biyouyumluluk dikkate alındığında, PEEK kullanılarak implant iyileşme abutmentleri yapılabilmektedir (Koutouzis, vd., 2011).

Ayrıca, PEEK abutmentlerine oral mikrobik flora bağlanması, titanyum, zirkonya ve polimetilmetakrilattan yapılanlarla karşılaştırılabilmektedir. Elastik kemik modülleri ve PEEK yüzeyinin yakın eşleşmesi, stres koruyucu etkilerini azaltır ve kemiğin yeniden modellenmesini teşvik etmektedir. Bu nedenle PEEK, implant abutmentlerinin yapımında titanyum için uygun bir alternatiftir (Hahnel, vd., 2014).

2.3. Zirkonya

Zirkonya olarak bilinen zirkonyum dioksit (ZrO₂), zirkonyumun beyaz kristalli bir oksitidir. Zirkonya beyaz bir toz halinde elde edilir ve hem asidik hem de bazik özelliklere sahiptir. Zirkonyum oksit kristalleri, kristal hücrelerde (Mesh) düzenlenir, bunlar üç kristalografik aşamada kategorize edilebilir:

- 1) Kübik (**C**), kare kenarlı düz bir prizma şeklindedir.
- 2) Tetragonal (**T**), dikdörtgen kenarlı düz bir prizma şeklindedir.
- 3) Monoklinik (**M**), paralel ön tarafları olan deforme olmuş bir prizma şeklindedir.

Kübik faz 2.370 ° C'nin üzerinde stabildir ve orta mekanik özelliklere sahiptir, tetragonal faz 1.170 ° C ile 2.370 ° C arasında stabildir ve geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip bir seramiğe izin verecektir. Monoklinik faz ise 1.170 ° C'ye kadar oda sıcaklıklarında stabildir, düşük mekanik performans sunar ve seramik partiküllerinin kohezyonunda bir azalmaya yol açmaktadır.

Zirkonya çeşitli özelliklerle karakterize edilir:

- 1) Yüksek mekanik özellikler.
- 2) Düşük ısı iletkenliği.
- 3) Düşük korozyon potansiyeli.
- 4) Yeterli radyografik kontrast.
- 5) İyi biyolojik uyumluluk (Kim, vd., 2015).

Genellikle, zirkonya seramik kron ve köprüler şunlardan oluşur:

A) Zirkonya kor.

B) Feldspatik porseleni veneer olarak.

Bu seramik, veneer seramiğinin yoğunlaşması nedeniyle zirkonya korda iyi fiziksel özelliklere ve iyi estetik özelliklere sahiptir, ama bazı dezavantajları da vardır:

- 1) Veneer seramiğinin kırılmaya yatkınlığı.
- 2) Yapım sırasında veneer seramiğinin yapısal olarak zayıflama olasılığı
- 3) Abutment hazırlamak için dişlerin daha fazla prepere edilme ihtiyacı vardır. (Kim, vd., 2012)

Tam anatomik zirkonya kron ve köprüler, veneer porselen olmayan sistemi “Monolitik” icat edilmiştir. İçindeki porselen veneer yapısının olmaması nedeniyle dental porselenden kırık yokluğu açısından daha avantajlıdır. Ayrıca daha güçlüdür, bu nedenle önceki tüm seramik kron ve köprülerle karşılaştırıldığında abutmentlerin hazırlanmasını azaltmamızı sağlamaktadır. Zirkonyum tam anatomik kron ve köprüler sistemi, oklüzal yüzeyin zirkonya ile oluşması üzerine karşı doğal dişlerin aşınmasının dezavantajına sahiptir (Zandparsa, vd., 2016).

2.3.1. Monolitik Zirkonya

Polikristalin seramikler arasında, monolitik restorasyonlar için yttria stabilize tetragonal zirkon polikristal (Y-TZP), zirkonyum üzerine uygulanan porselen tabakaların ayrılması“chipping” ile ilgili problemleri çözmek için geliştirilmiştir (Marchack, vd., 2011).

Y-TZP, 1000 MPa'dan fazla yüksek mukavemet seviyesi ve (4 ila 5 MPa.'lık) üstün kırılma dayanıklılığı nedeniyle dental seramikler arasında üstün performans göstermiştir. Monolitik protezler için Y-TZP'lerin mikro yapısı, geleneksel Y-TZP'ye kıyasla geçirgenlik artırmak için üretilmiştir. Yeni zirkonya malzemelerinin daha iyi geçirgenlik, alümina içeriğinde azalma gibi, yoğunluk artışı, “grain” boyutunda azalma, kübik zirkon ilavesi ve kirlilik ve yapısal kusur miktarında azalma mikroyapısal modifikasyonlarla elde edilmiştir (Zhang, 2014).

Klinisyenler ve diş teknisyenleri için, monolitik zirkonya restorasyonları çok umut verici bir alternatif haline gelmiştir. İşleme yöntemleri geleneksel tabakalı “multi-layered” restorasyonlarla karşılaştırıldığında basitleştirilmiştir.

Biyolojik açıdan, zirkonya ile yapılan monolitik restorasyonlar klinisyenlerin daha az invaziv preparasyon yapmalarını sağlamaktadır. Bu seramik malzeme özellikle veneer porselenleriyle karşılaştırıldığında nispeten yüksek mekanik özelliklere sahip olduğundan, diş dokularını koruyarak daha ince restorasyonlar üretilebilmektedir.

Dental seramiklerin geçirgenlik etkileyen bir faktör restorasyon kalınlığıdır. Genel olarak, kalınlık ne kadar düşük olursa, seramik restorasyonun geçirgenliği o kadar yüksek olacaktır (Kim, vd., 2016). Yeni zirkonya mikroyapıları daha yüksek geçirgenlik sahip olmasına rağmen, son restorasyonun rengi hala beyazımsı bir gölgeyle sınırlıdır. Bu nedenle, bu malzemeler için önemli bir teknolojik gelişme renklendirme işlemidir. Bu renklendirme işleme daha yüksek estetik özelliklere izin vermektedir. Bir renklendirme teknik, önceden renkli zirkonya üretimine izin verir, daha homojen bir gölgeye sahip pre-sinterlenmiş bloklardır. Önceden renkli monolitik zirkonya blokları, pigmentlerle birlikte sentezlenen bir tozdan veya pigmentlerle karıştırılmış bir tozdan üretilebilmektedir (Kim ve Kim, 2016).

Mekanik ve optik özelliklere ek olarak, Bir restorasyonun uzun vadeli başarısı için bir diğer önemli özellik, antagonist minenin aşınması ve marjinal adaptasyondur. laboratuvar çalışmaları, monolitik zirkonya'nın diğer restoratif seramiklere kıyasla genellikle antagonistlerin aşınmasına neden olduğunu göstermiştir ve bu aşınma oranı fizyolojik aralıkta olduğu gözlenmiştir. Bazı çalışmalar, monolitik zirkonya restorasyonları için farklı yüzey bitirme tekniklerini (Polisaj ve glaze gibi) karşılaştırmıştır. Polisajlı yüzeylerin antagonistin de daha az mine aşınmasına neden olduğu bulunmuştur (Lawson, vd., 2014; Park, vd., 2014).

Y-TZP'nin monolitik restorasyonlarının marjinal adaptasyonu, CAD/CAM sistemlerinin gelişimi nedeniyle yıllar içinde gelişmiştir. Bu sistemlerin ve farklı malzemelerin birçoğunun adaptasyonu değerlendirilmiştir:

TZI, TZ Incoris (Dentsply-Sirona, Bensheim, Germany), CZ, Ceramill Zolid White (Amann Girschbach, Koblach, Austria), ZZ, Zenostar Zirconia (Wieland,

Pforzheim, Germany), PZ, Prettau Zirconia (Zirkonzahn) and BZ, Bruxzir Solid Zirconia (Glidewell, Gais, Germany) (Hamza ve Sherif, 2016).

2.4. Trinia

Trinia-Bicon bir CAD/CAM çok boyutlu “*multi-layered*” polimerdir, epoksi rezin ile bir arada tutulan multi layered cam fiber ile takviye edilmiştir. Bu biyomateryal hafif, işlenebilir “*machinable*”, yüksek eğilme ve basınç dayanımına sahiptir. Diş veya implant destekli abutmentlerde kron ve köprülerin üretiminde kullanılmaktadır (Trinia.brochure.pdf).

Materyal Özellikleri

TRINIA CAD/CAM diskler ve bloklar, hafif olmanın avantajına ek olarak, Trinia büyük eğilme mukavemetine ve dentine benzer esneklik modülüne sahiptir (Ashby, vd., 2013).

Eğilme mukavemeti, klasik üç noktalı eğilme testinde yükleme cihazı ile belirlenir. Materyal yük altında deforme olmadığı ve kuvvet azaldığında orijinal haline döndüğü sürece “elastik faz” içinde kalacaktır. Uygulanan kuvvetler yük sınırlamasını aşarsa, materyale deforme olur “plastik faz” ve sonunda kırılacaktır. TRINIA'ya olan aralık, dentininkine benzemektedir. TRINIA'nın esneklik modülü, dentin 12-14 GPa (Sano, vd., 1994) ve titanyumun 102-118 GPa'ya kıyasla 18.8GPa'dır (Suansuwan ve Swain, 2001). TRINIA'nın fiber-reinforced kompozit FRC 40% epoksi rezin ve 60% bre-cam'dan oluşur. En büyük özellikleri:

- 1) Büyük elastikiyet, eğilme mukavemeti ile 390 MPa (N / mm²) Sahiptir.
- 2) 0.03% oranında çok düşük su adsorpsiyonu.
- 3) Dayanıklılığı yüksektir.
- 4) TRINIA ve dayanakların bağlama çok stabildir “yaklaşık 18MPa'ya ulaşır” (Bonfante, vd., 2015).

TRINIA, ayrıca nano-elmas frezleri kullanılarak ıslak veya kuru frezleme makinesi sistemleri kullanılarak işlenebilmektedir. Trinia aşağıdakiler için uygundur:

- 1) Koping “coping”.
- 2) Anterior ve posterior kronlar ve köprüler.
- 3) İnley ve onley.

4) Kor olarak, dişler veya implantlar üzerindedir.

Trinia, siman edilen, vidalı ve teleskopik restorasyonlarla kullanılabilir. CAD/CAM minimum işlem süresine rağmen TRINIA'nın bükülme sertliği “flexural rigidity” ve sıkıştırma mukavemeti “compression strength” yüksektir. Hafifliği nedeniyle kullanım konforu mükemmeldir (Rolf, vd., 2017).

Trinia Avantajları

- 1) Hafiftir.
- 2) Dayanıklı ve esnektir.
- 3) Glaze girmeye gerek yoktur.
- 4) Yüksek eğilme ve basınç direnç ile, mekanik özellikler yüksektir.
- 5) Biyo-uyumludur.
- 6) Ayarlanabilir (trinia.brochure.pdf).

2.5. BioHPP

BioHPP, PEEK bazlı yüksek teknoloji ürünü bir termoplastik polimerdir. Dental kullanım için yaratılmış ve optimize edilmiştir. Restorasyonların daha iyi parlatılması için seramik mikropartiküller içermiştir. Bu seramik dolgu maddeleri yaklaşık (0.3-0.5 mikron) büyüklüğe sahiptir ve toplam BioHPP hacminin %20'sini kaplamaktadır. Mikro boyutları nedeniyle, polimerin makro yapısında homojenlik elde edilmektedir. Materyalin yüksek derecede cilalanabilirliği “polisaj”, plak tutulması ve zamanla renk stabilitesi eksikliğine neden olduğu tespit edilmiştir (Atkinson, vd., 2002).

Esneklik katsayısı (yaklaşık 4 GPa) nedeniyle BioHPP kemiğe mümkün olduğunca yakındır. Bu, büküm kuvvetlerinin ortaya çıkabileceği durumlarda implant tedavisi çok önemlidir. Çiğneme basıncı mümkün olduğunca nazikçe iletilir ve “spongiosa” kemiğine yakın BioHPP esneklik modülü nedeniyle kırık riskinin azaldığı kanıtlanmıştır (Keul, vd., 2014).

BioHPP, alerjisi olan hastalar için uygundur, çünkü polimerin suda çözünürlüğü çok düşüktür (<0.3 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$). BioHPP materyali hafif olması sebebiyle hastalar tarafından adaptasyonu ve kullanıma kısa sürede alışılmış ve memnuniyeti yüksek olmuştur (Adler, vd., 2013).

BioHPP, daha hafif olduğu ve korozyona neden olmadığı için krom-kobalt diş alaşımlarına (Cr-Co) bir alternatif olduğunu kanıtlamıştır (Bechir, vd., 2016).

BioHPP üretimi hem modern CAD/CAM teknolojisi hem de standart kayıp mum teknolojisi kullanılarak yapılabilmektedir (Buggy ve Carew, 1994). BioHPP yüksek mekanik özellikleri ve biyouyumluluğunun kombinasyonu ile dental implantoloji için çok uygun ve çekici bir materyal haline gelmektedir (Schwitalla ve Müller, 2013).

2.5.1. Hareketli bölümlü protezlerin üretimi için BioHPP uygulaması

BioHPP, hareketli bölümlü protez iskelet materyali olarak kullanılabilir. İskelet altyapı mukavemeti, seramik nano-partiküller ilavesi ile büyük ölçüde arttırılmıştır. Bu şekilde, daimi restorasyonlar için ideal olan elastiklik modülü gereksinimleri için uygundur. Elastiklik modülü 4000 MPa'ya yükselir ve kemiğinki ile karşılaştırılabilir. Ayrıca, bükülme mukavemeti 150MPa'dan daha yüksektir. Protetik diş hekimliğinde BioHPP'nin bir diğer kullanımı obturatörlerin üretilmesidir. Materyal, yüksek biyouyumluluğu ve (1,31 g / cm³'lük) düşük yoğunluğu nedeniyle tercih edilmiştir. Diğer olumlu özellikler; kırılma direnci, kemiğinkine yakın elastiklik modülü ve polisajlanı şlenmesi kolaydır (Costa-Palau, vd., 2014).

2.5.2. Kron ve Köprü Üretimi İçin BioHPP Uygulaması

BioHPP'den kron ve köprü restorasyonlarının üretiminde üst yapı materyali olarak özel laboratuvar kompozitleri kullanılmaktadır. Üst yapı kompozitleri ile tam anatomik, fonksiyonel ve estetik sonuç elde edilebilir. Monolitik BioHPP restorasyonları da diğer bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. BioHPP kronları ve köprüleri, para-fonksiyonel alışkanlıkları (örneğin brüksizm) olan insanlar için mükemmel bir seçenektir. Çünkü antagonistleri aşındırmazlar ve aynı zamanda kırılma olmadan yüksek çiğneme basıncına dayanmayı başarırlar (Kern ve Lehmann, 2012).

2.5.3. İmplant Dayanakları İçin BioHPP Kullanımı

PEEK'in üstün biyolojik özellikleri göz önüne alınarak implant ve bağlantılı parçaların üretilmesi için çalışmalar yapılmıştır. Oral mikrofloranın PEEK'e bağlanmasının titanyum ve zirkonyum dioksit bazlı seramik abutmentlere benzer olduğu gösterilmiştir. PEEK'in elastiklik modülü kemiğe çok yakındır, bu da stresi azaltır ve implant çevresindeki kemik remodelasyonunu teşvik ettiği düşünölmektedir.

Bu çalışmalarda titanyum implantlara alternatif olarak PEEK kullanım potansiyelini göstermiştir (Hahnel, vd., 2014; Wiesli ve Özcan, 2015).

2.6. Simanlar

Tüm in-direkt restorasyonlar dental simanları kullanılarak dişlere sabitlenir. Doğru siman seçimi, restorasyonların sağlanmasındaki diğer tüm aşamalar kadar önemlidir, çünkü bu restorasyonun uzun vadede başarısını belirleyecektir (Pameijer, 2012).

2.6.1. Simanların İdeal Özellikleri

İdeal dental simanları, karıştırma ve simantasyon sırasında hem klinik hem de fiziksel özellikleri içermelidir;

- 1- Dişler, pulpa ve çevredeki ağız dokuları ile biyouyumlu olmalıdır
- 2- Hem restorasyona hem de dişe yapışmalıdır.
- 3- Tüm kuvvetlere karşı yeterli direnç ve retansiyon gücü olmalıdır.
- 4- Siman, tüm ince detaylara daha iyi akışı ve restorasyonun tam olarak oturmasını sağlamak için yeterli viskoziteye sahip olmalıdır.
- 5- Sızıntıyı önlemek için yeterli marjinal adaptasyona sahip olmalıdır.
- 6- Malzeme farklı renk tonlarda mevcut olmalıdır (seramik veya kompozit restorasyonları yapıştırmak için kullanıldığında).
- 7- Kullanımı kolay, yeterli çalışma zamanı ve temizlenmesi kolay olmalıdır.
- 8- Çözünebilir olmamalıdır.
- 9- Su absorbe etmemelidir.
- 10- Diş çürümesini önlemelidir (Artak, vd., 2019).

2.6.2. Simanlar İki Ana gruba ayrılır

A) Geçici siman.

B) Daimi siman.

2.6.2.1. Daimi Siman Çeşitleri:

- 1) Çinko fosfat siman.
- 2) Çinko polikarboksilat siman.

- 3) Geleneksel cam iyonomer siman.
- 4) Rezin modifiye cam-iyonomer siman.
- 5) Rezin siman.

2.6.3. Rezin Siman

Bu tip simanların temeli bisfenol-a-glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezin ve diğer metakrilatlardır. Sertleşme polimerizasyon yoluyla gerçekleşir.

2.6.3.1. Rezin Siman Avantajları:

- 1) Yüksek basınç ve çekme direnç.
- 2) Düşük çözünürlük.
- 3) Estetik. (O'Brien, 2002)

2.6.3.2. Rezin Siman Dezavantajları:

- 1) Hassas teknik.
- 2) Artık simanı çıkarmak ve temizlemek zordur.
- 3) Sertleşme sırasında renk değişikliği meydana gelebilir ve zamanla kararır (Simon ve Darnell, 2012).

2.6.3.3. Rezin Siman Çeşitleri:

- 1) Işıklı polimerizasyon.
- 2) Self-adeziv polimerizasyon.
- 3) Dual-cured polimerizasyon.

Rezin simanların bağlama mekanizması aşağıdakilere ayrılmıştır:

- 1) Total-etch.
- 2) Self-etch.
- 3) Self-adeziv (Ladha ve Verma, 2010).

Total-etch sistemleri üç adımdan oluşur:

- 1) Asitleme, durulama ve hafifçe kurutma.
- 2) Bond maddelerini uygulama, ışıklama.
- 3) Rezin siman uygulama, ışıklama.

Asitle aşındırma ve bağlama aşamaları, “self etch-bond ajanları” uygulaması ile değiştirilmiştir. Self etch-bond ajanları “Conditioner, primer ve yapıştırıcıyı birleştirir” (Pegoraro, vd., 2007).

Self adeziv rezin simanları yaygın olarak kullanılması nedeni işi kolaylaştırmasıdır. Bu tip simanlar, diş ve restorasyon yüzeyinin ön hazırlık yapılmasını ve simantasyondan önce “Bond” maddelerin uygulanmasını gerektirmez, bu da onu geleneksel rezin simanlarından teknik olarak daha az hassas hale getirmektedir (Weiser ve Behr, 2015).

2.6.3.4. Rezin Siman Endikasyonları

- 1) Tam metal restorasyonlar.
- 2) Tam seramik restorasyonlar (onley, inley, kron, köprü).
- 3) Zirkonya restorasyonlar.
- 4) İn-direkt kompozit restorasyonlar.
- 5) Metal-Seramik restorasyonlar.
- 6) Metal ve fiber postlar.
- 7) İmplant destekli kronlar ve köprüler (Sabiha ve John, 2012).

2.7. Otoklav ile Yaşlandırma

Genellikle 2 bar basınç altında 134°C sıcaklık değerinde, nemli ortamda otoklav ile materyallerde yapılan yaşlandırma işlemidir (Borba, vd., 2016). Otoklav ile yaşlandırma uygulaması daha çok zirkonyadaki düşük termal bozunmayı göstermek için kullanılmaktadır. 134°C' de 1 saatlik otoklav ile yaşlandırmanın invivo olarak 3 ila 4 yıl klinik kullanım ile aynı etkiye sahip olduğu kabul edilmektedir (Lee, vd., 2012; Egilmez, vd., 2018).

2.8. Kırılma Dayanıklılığı “Fracture Strength”

Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanıklılığı belirlemektedir. Materyalin kırılmadan önce sahip olduğu en yüksek gerilim miktarına en yüksek gerilim dayanıklılığı; materyalin kırıldığı gerilim miktarına ise kırılma dayanıklılığı denir (Toptaş, 2011).

2.9. Baskı Dayanım Test “Compression Strength Test”

Baskı dayanım testi, çekme testinin tersi olarak kabul edilebilir ve çekme basma makinelerinde basma kuvveti uygulamak ile yapılır. Baskı dayanım testi, standartlara göre hazırlanan deney numunesinin, sabit sıcaklıkta ve tek ekseninde, belirli bir hızla, malzeme bozulmaya kadar basılması işlemidir.

Basma deneyinde çok küçük boyuttaki örnekler bile deneye tabi tutulabilir. Bu durum, deneye tabi tutulacak malzemelerin pahalı ve çok az olması durumunda yararlılık sağlamaktadır (Türk, vd., 2013).



3. MATERYAL ve YÖNTEM

Monolitik köprülerin kırılma dayanımı incelediğimiz bu çalışmada, CAD/CAM teknolojisi ile 4 üyeli monolitik Zirkonya, Trinia ve BioHPP kullanılarak hazırlanan köprü restorasyonlarının ve farklı konnektör kalınlıklarında (firma önerdiği konnektör kalınlık / standart 16 mm²), simantasyon sonrası yaşlandırma sürecinden geçirildi ve kırılma dirençleri in-vitro olarak incelendi.

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde, bilimsel araştırma ve Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (KİTAM) laboratuvarında yapıldı.

Gerekli örnek sayısını belirlemek için yapılan power analizi sonucunda, her bir grupta 5 örneğin yeterli bulunmuştur. Ancak her bir grupta 6 örnek olacak şekilde çalışma köprüleri oluşturulmuştur.

1.1.1. 3.1. Materyal

Çalışmamızda deney uygulanacak grupların hazırlanmasında (Zirkonya, White Peaks, Germany), (Trinia, Shoufu, USA) ve (Bredent Gmbh & Co, BioHPP, Germany) CAD/CAM diskleri kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar “Tablo 3.1” ve “Tablo 3.2” de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve menşeleri.

KULLANILAN MATERYALLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Zirkonya HT-S	White Peaks, GERMANY
Cam fiber kompozit “Trinia”	Trinia, Shoufu, USA
BioHPP” PEEK high performance polymer”	BioHPP,Bredent Gmbh & Co, GERMANY
Titanyum grade 5	NTA, Shorter Implant, SOUTH KOREA
Total-cem”Self adeziv rezin siman”	ITENA, FRANCE

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar, üretici firmaları ve menşeleri.

KULLANILAN CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Autoscan open dental scanner	Shining 3D Autoscan “DS-EX”, CHINA
Dental CNC	Redon hybrid, TURKEY
Universal test machine,3382A, 100kN	Instron, USA
Elipar S10 LED curing light	3M ESPE, St. Paul, USA
Otoklav cihazı	TRANS GETINGE, Smart, SWEDEN

3.2. Yöntem

Deney gruplar

MATERYAL	FİRMA ÖNERDİĞİ KONNEKTÖR KALINLIK	STANDART KONNEKTÖR KALINLIK “16 mm”
ZİRKONYA	16 mm ² “6 köprü”	_____
TRİNİA	7 mm ² “6 köprü”	16 mm ² “6 köprü”
BioHPP	13 mm ² “6 köprü”	16 mm ² “6 köprü”

Ana Modellerin Oluşturulması

4 üye köprü modelini oluşturmak amacıyla alt sağ 1. premolar ve 2. molar dayanak yapı olarak seçildi. Dayanak yapı materyali olarak solid abutmentlar titanyum “Grade 5” 1 mm basamak, 5 mm uzunluğunda ve 6 derece konik olarak frezelenildi (Şekil 3.1). Pirinç metal bir model hazırlanarak dayanak için uygun yuvalar oluşturuldu ve titanyum dayanak bu yuva içerisine yerleştirilip modele sabitlendi (Şekil 3.2).

4 üyeli köprü uzunluğu 27 mm, iki abutment arası mesafe 22 mm (2. premolar ve 1. molar genişliği) olarak belirlendi (Şekil 3.3).



Şekil 3.1. Hazırlanan titanyum dayanaklar



Şekil 3.2. Hazırlanan pirinç metal



Şekil 3.3. Ana model

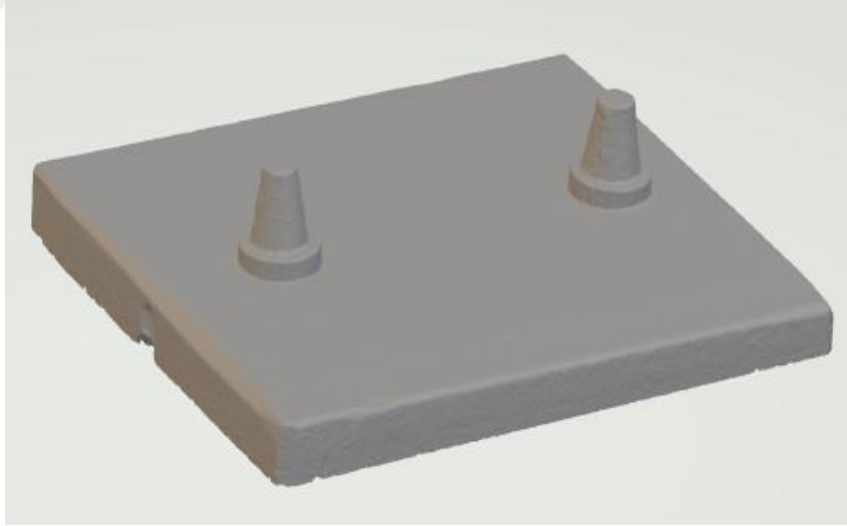
Modellerin Dijital Görüntülerinin Alınması

Abutmentların yerleştirildiği modellerin sırasıyla üç boyutlu dijital görüntüsü optik tarayıcı (Shining 3D Autoscan “DS-EX”, China) ile elde edildi ve dijital modeller oluşturuldu (Şekil 3.4, 3.5). Modeller üzerinde köprü restorasyonları tasarlayabilmek için “Exocad, Germany” yazılımı kullanıldı. Restorasyon tipi belirlenirken ‘anatomik konnektör’ dizaynı seçilerek köprülerin monolitik üretilmesi planlandı. Restorasyon tipi belirlendikten sonra dijital modeller üzerinde abutment basamak marjinleri ve restorasyonların giriş yolları belirlendi. Bu parametrelere göre model üzerinde otomatik olarak köprüler tasarlandı.

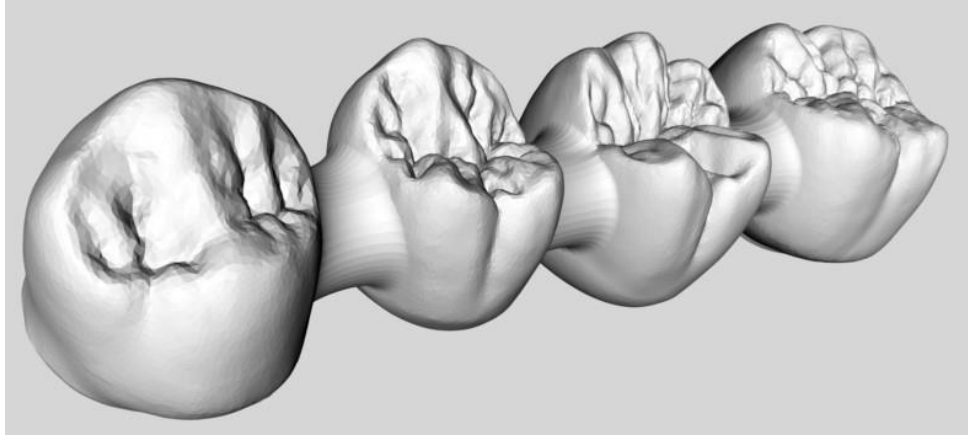
Bilgisayar desteğiyle otomatik oluşturulan tasarımının üzerinde daha sonra manuel olarak ayarlamalar yapıldı. Kron ve gövdeler arasında mesafe artırılarak konnektörlerin kalınlığı ayarlandı. Tasarım menüsündeki konnektör parametrelerinden yararlanılarak planlanan konnektör yükseklik ve genişlikleri elde edildi (Şekil 3.6, 3.7).



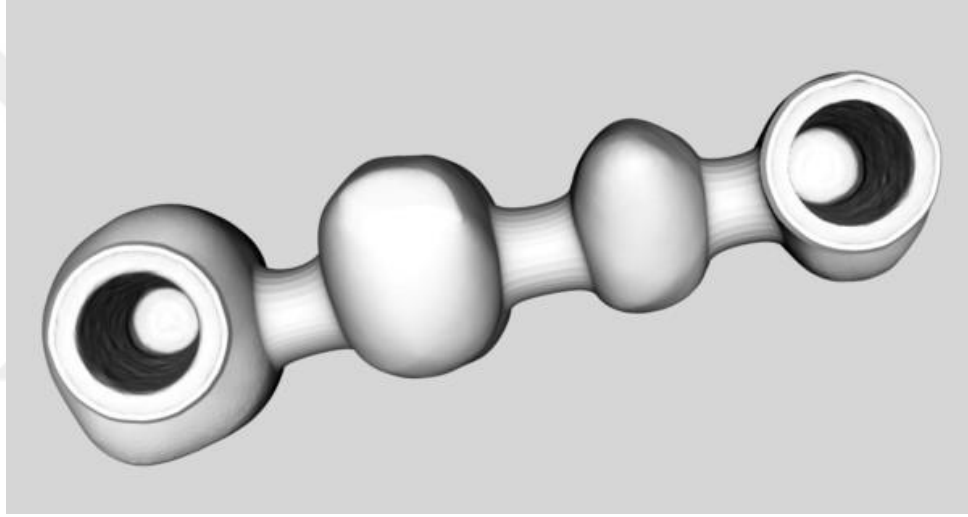
Şekil 3.4. Shining 3D Autoscan DS-EX



Şekil 3.5. Ana model dijital görüntüsü



Şekil 3.6. Köprü dijital tasarımı “okluzal”



Şekil 3.7. Köprü dijital tasarımı “gingival”

Dört üyeli monolitik köprü için 5 farklı tasarım yapıldı. Her bir tasarımdan 6 adet örnek üretilmesi planlandı.

- I. Grup (Trinia): Konnektör 7 mm^2
- II. Grup (Trinia): Konnektör 16 mm^2
- III. Grup (BioHPP): Konnektör 13 mm^2
- IV. Grup (BioHPP): Konnektör 16 mm^2
- V. Grup (Zirkonya HT): Konnektör 16 mm^2

Tasarım yapıldıktan sonra veriler milledme ünitesine aktarıldı. Trinia, BioHPP ve Zirkonya HT diskler (Şekil 3.8.a) milledme ünitesine (Dental CNC, Redon hybrid, Turkey) yerleştirildi ve milledme işlemi başlatıldı (Şekil 3.8.b).



Şekil 3.8.a. Trinia, BioHPP ve HT Zirkonya diskler, Şekil 3.8.b. Dental CNC, Redon HYBRID

I. Grup (Trinia): Konnektörlerin 7 mm^2 olarak tasarlandı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Trinia köprü, konnektör 7 mm^2

II. Grup (Trinia): Konnektörlerin 16 mm^2 olarak tasarlandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Trinia köprü, konnektör 16 mm^2

III. Grup (BioHPP): Konnektörlerin 13 mm² olarak tasarlandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. BioHPP köprü, konnektör 13 mm²

IV. Grup (BioHPP): Konnektörlerin 16 mm² olarak tasarlandı (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. BioHPP köprü, konnektör 16 mm²

V. Grup (Zirkonya): Konnektörlerin 16 mm² olarak tasarlandı (Şekil 3.13).



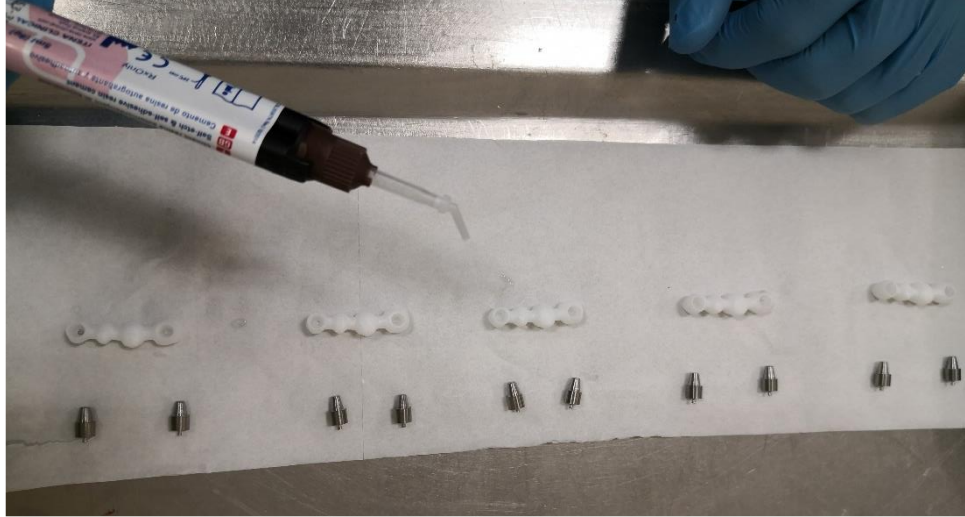
Şekil 3.13. Zirkonya köprü, konnektör 16 mm²

Restorasyonların Simantasyonu

Restorasyonlar dayanakların üzerine, uzun süreli daimi simantasyon amacıyla kullanılan self adeziv bir rezin siman ile (Total-cem, Self adeziv rezin siman, ITENA, FRANCE) yapıştırıldı (Şekil 3.14). Üretici firmanın talimat doğrultusunda homojen bir karışma imkan veren otomatik karıştırma ucu ile uygulanmıştır. Temiz ve kuru iç yüzeyine siman uygulanan restorasyonlar, parmak basıncı ile dayanakların üzerine yerleştirildi (Şekil 3.15). Işık cihazı ile (Elipar S10 LED curing light, 3M ESPE, St. Paul, USA) restorasyonlar 2 saniye ön ışınlamaya tabi tutuldu ve artık simanlar uzaklaştırıldı. Daha sonra tüm kenarlar (bukkal, lingual, mesial ya da distal) 20 saniye polimerizasyon ışık cihazı ile sertleştirildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.14. Self-adeziv rezin siman (Total-cem rezin siman, ITENA, FRANCE)



Şekil 3.15. Simantasyon uygulaması



Şekil 3.16. Elipar S10 LED ışık cihazı 3M ESPE, USA

Otoklav yaşlandırma uygulaması

Her bir gruba ait Zirkonya, BioHPP ve Trinia köprülerden 6'şer tane otoklav yaşlandırma işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.17). (1 saat) otoklavda yaşlanması (3-4 yıllık) gerçek yaşlanmaya eşdeğerdir.

Bu nedenle çalışmamızda Otoklav yaşlandırma için ISO 13356: 2008 standardına uygun olarak 5 saat süre ile (134 °C, 2 bar steam pressure) yaklaşık (15-20 yıl)" olarak Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Otoklav cihazında (TRANS GETINGE, Smart, SWEDEN) uygulanmıştır (Şekil 3.18).



Şekil 3.17. Otoklav cihazına girmeden örneklerin paketlenmesi



Şekil 3.18. Otoklav cihazı, TRANS GETINGE ‘Smart’, SWEDEN

Kırılma Dayanım Testlerinin Uygulanması

Örneklerin kırılma dayanımlarını test etmek için Universal test cihazı (Instron, 5982A, 100kN, USA) kullanıldı (Şekil 3.19). Kuvvet uygulama hızı (0.5 mm/dk.) olarak ayarlandı. Tüm örnekler tek bir model üzerinden test edildi. 4 üyelik monolitik köprülerde yük uygulaması iki gövdenin arasından yapıldı. Test uygulandıktan sonra meydana gelen kırıkların tipini makro lens kullanarak fotoğrafları çekildi (Şekil 3.20, 3.21, 3.22, 3.23, 3.24).



Şekil 3.19. Universal test cihazı (Instron ,3382A, 100kN, USA)



Şekil 3.20. BioHPP 13 mm²



Şekil 3.21. BioHPP 16 mm²



Şekil 3.22. Trinia 7 mm²



Şekil 3.23. Trinia 16 mm²



Şekil 3.24. Zirkonya 16 mm²

İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk ShapiroWilk testi ile incelendi. Üç ve üzeri gruplara göre normal dağılan kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında Tek yönlü varyans (ANOVA) analizi kullanıldı. İkili gruplara göre normal dağılan kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında Bağımsız iki örnek t testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama \pm s. sapma ve ortanca (minimum - maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

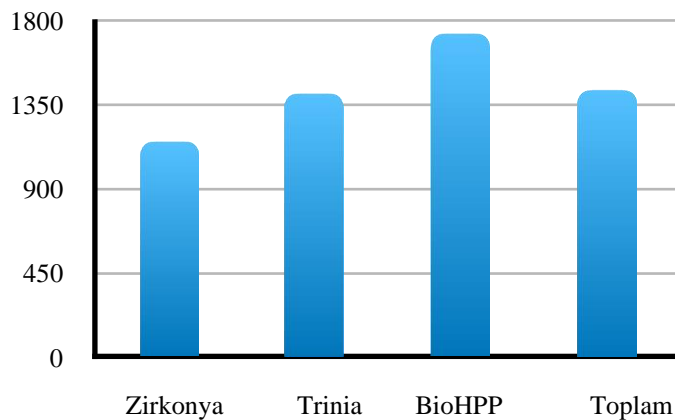
4. BULGULAR

Tablo 4.1. Materyallere göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Materyal	Ort. \pm S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
BioHPP (n=12)	1729 \pm 406,9b	1628,5 (1203 - 2719)		
Trinia (n=12)	1402,8 \pm 391 ^{ab}	1439,5 (807 - 1893)	F=5,346	0,011
Zirkonia(n=6)	1149,3 \pm 206,1a	1116 (894 - 1428)		
Toplam (n=30)	1482,6 \pm 422,9	1443,5 (807 - 2719)		

F: Varyans analiz test istatistiği

Materyallere göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p=0,011$). BioHPP materyalinin kırılma dayanımı ortalaması 1729 N, Trinia materyalinin ortalaması 1402,8 N ve zirkonya materyalinin ortalaması 1149,3 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.1.). Bu farklılık BioHPP materyalinin kırılma dayanımı ortalamasının zirkonya materyalinin kırılma dayanımı ortalamasından yüksek elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



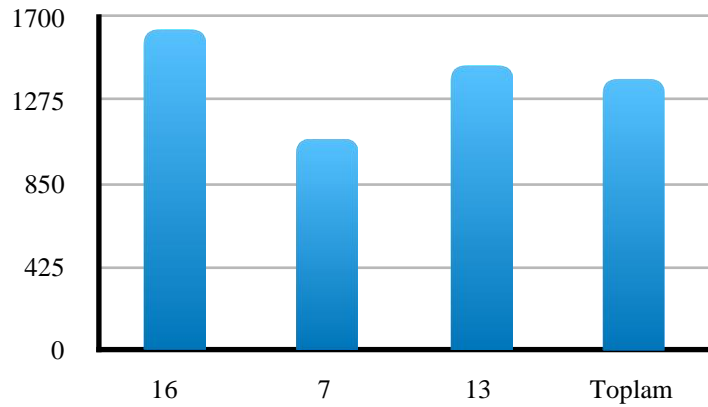
Şekil 4.1. Materyallere göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

Tablo 4.2. Konektör çaplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Konektör çaplarına	Ort. \pm S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
13 mm ² (n=6)	1452 \pm 162ab	1471,5 (1203 - 1628)		
16 mm ² (n=18)	1628,6 \pm 446,4b	1716 (894 - 2719)	F=4,920	0,015
7 mm ² (n=6)	1075,2 \pm 237,6a	1024 (807 - 1420)		
Toplam (n=30)	1482,6 \pm 422,9	1443,5 (807 - 2719)		

F: Varyans analiz test istatistiği

Konektör çaplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p=0,015$). Çapı 13 mm² olanların kırılma dayanımı ortalaması 1452 N, 16 mm² olanların ortalaması 1628,6 N ve 7 mm² olanların ortalaması 1075,2 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.2.). Bu farklılık çapı 16 mm² olanların kırılma dayanımı ortalamasının çapı 7 mm² olanların kırılma dayanımı ortalamasından yüksek elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



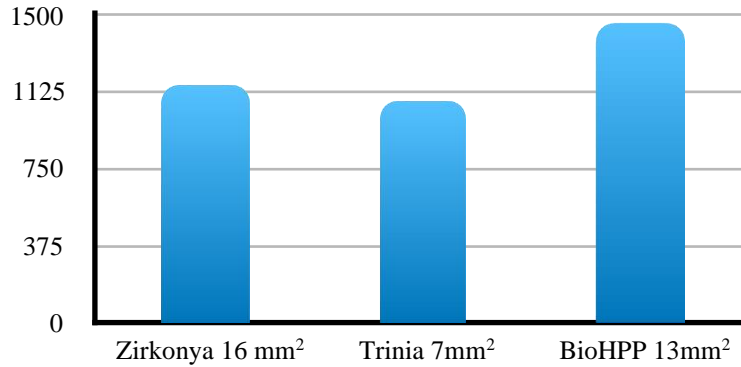
Şekil 4.2. Konektör çaplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

Tablo 4.3. Firmaların önerdiği konnektör kalınlıklarında, BioHPP 13 mm², Trinia 7 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

	Ort. ± S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
BioHPP 13 mm ² (n=6)	1452 ± 162a	1471,5 (1203 - 1628)		
Trinia 7 mm ² (n=6)	1075,2 ± 237,6b	1024 (807 - 1420)		
Zirconia 16 mm ² (n=6)	1149,3 ± 206,1ab	1116 (894 - 1428)	F=5,731	0,014
Toplam (n=18)	1225,5 ± 254,8	1243,5 (807 - 1628)		

F: Varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur

BioHPP 13 mm², Trinia 7 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p=0,014). BioHPP 13 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1452 N, Trinia 7 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1075,2 N ve Zirkonya 16 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1149,3 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.3.). Bu farklılık BioHPP 16 mm² grubunun ortalamasının Trinia 7 mm² grubunun ortalamasından yüksek elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 4.3. BioHPP 13 mm², Trinia 7 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

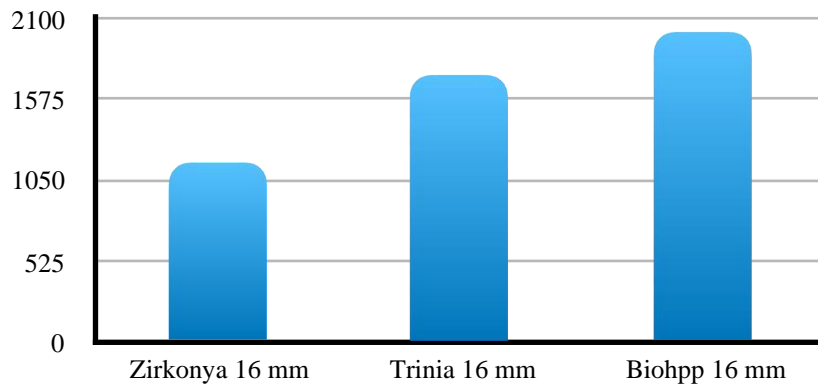
Tablo 4.4. Standart konnektör kalınlıklarında, BioHPP 16 mm², Trinia 16 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

	Ort. ± S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
BioHPP 16 mm ² (n=6)	2006 ± 392,3b	1864,5 (1629 - 2719)		
Trinia 16 mm ² (n=6)	1730,5 ± 149,1b	1765 (1459 - 1893)	F=15,750	<0,001
Zirconia 16 mm ² (n=6)	1149,3 ± 206,1a	1116 (894 - 1428)		
Toplam (n=18)	1628,6 ± 446,4	1716 (894 - 2719)		

F: Varyans analizi test istatistiği, a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur

BioHPP 16 mm², Trinia 16 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p<0,001). BioHPP 16 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 2006 N,

Trinia 16 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1730,5 N ve Zirkonya 16 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1149,3 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.4.). Bu farklılık Zirkonya 16 mm² grubunun ortalamasının diğer grupların ortalamalarından düşük elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



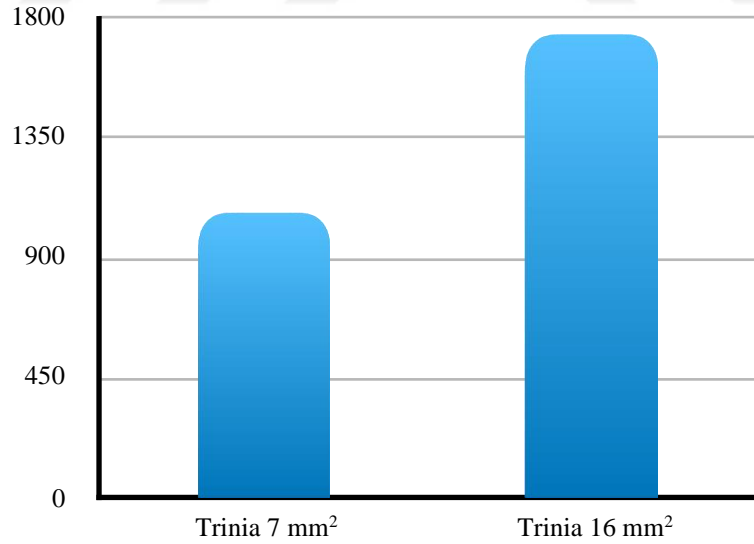
Şekil 4.4. BioHPP 16 mm², Trinia 16 mm² ve Zirkonya 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

Tablo 4.5. Trinia grupları arasında, Trinia 7 mm² ve Trinia 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

	Ort. ± S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
Trinia 7 mm ² (n=6)	1075,2 ± 237,6	1024 (807 - 1420)		
Trinia 16 mm ² (n=6)	1730,5 ± 149,1	1765 (1459 - 1893)	t=-5,723	<0,001
Toplam (n=12)	1402,8 ± 391	1439,5 (807 - 1893)		

t: Bağımsız iki örnek t test istatistiği

Trinia 7 mm² ve Trinia 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p<0,001). Trinia 7 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1075,2 N ve Trinia 16 mm² grubunun ortalaması 1730,5 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.5.). Bu farklılık Trinia 16 mm² grubunun ortalamasının Trinia 7 mm² grubunun ortalamasından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 4.5. Trinia 7 mm² ve Trinia 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

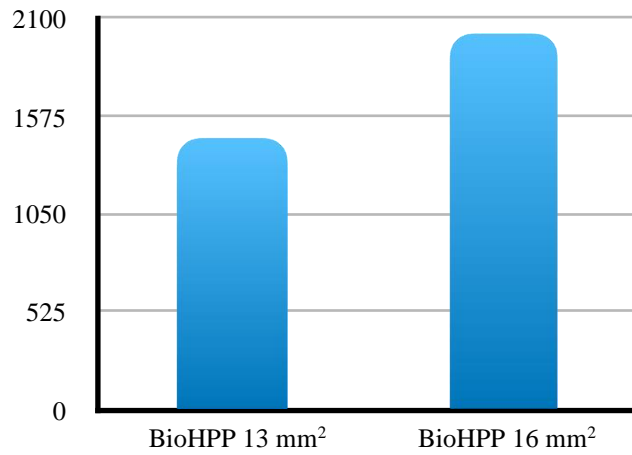
Tablo 4.6. BioHPP grupları arasında, BioHPP 13 mm² ve BioHPP 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

	Ort. ± S. sapma	Ort. (Min. - Maks.)	Test istatistiği	p
BioHPP 13 mm ² (n=6)	1452 ± 162	1471,5 (1203 - 1628)		
BioHPP 16 mm ² (n=6)	2006 ± 392,3	1864,5 (1629 - 2719)	t=-3,197	0,010
Toplam (n=12)	1729 ± 406,9	1628,5 (1203 - 2719)		

t: Bağımsız iki örnek t test istatistiği

BioHPP 13 mm² ve BioHPP 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p=0,010).

BioHPP 13 mm² grubunun kırılma dayanım ortalaması 1452 N ve BioHPP 16 mm² grubunun ortalaması 2006 N olarak elde edilmiştir (Şekil 4.6.). Bu farklılık BioHPP 13 mm² grubunun ortalamasının BioHPP 16 mm² grubunun ortalamasından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 4.6. BioHPP 13 mm² ve BioHPP 16 mm² gruplarına göre kırılma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapma grafiği

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda monolitik Zirkonia (HT), PEEK materyalinin güçlendirilmiş formu olan modifiye PEEK (BioHPP) ve cam-fiber kompozit rezin (Trinia) materyallerden implant üstü monolitik köprüler CAD/CAM kullanarak elde edilmiş ve kırılma dayanımları in-vitro şartlarda karşılaştırılmıştır. Hipotezimiz kabul edilmiştir, değişen konnektör kalınlıklarının Zirkonya HT, Trinia ve BioHPP restoratif materyallerinin kırılma dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır.

Günümüzde seramik restorasyon üretim teknikleri diş hekimliği pratiğinde, tek ve çok üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanım yerini güvenilir bir şekilde almıştır. Son yıllarda bilgisayar teknolojisindeki gelişmeye paralel olarak modern diş hekimliğinde de bilgisayar destekli üretim sistemleri ortaya çıkmıştır (Ural, 2011; Fasbinder, 2012).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemlerinin yüksek duyarlılığa dayanan çalışma ilkesi sayesinde, laboratuvar aşamalarının ortadan kaldırılması, restorasyon üretimi için gereken sürenin azaltılması, üst yapının klinikte kolay bir şekilde hazırlanması ve restorasyonun aynı gün içinde tek seansta bitirilebilmesi kullanım oranını arttırmıştır (Lorenzoni, vd., 2010; Bhambhani, vd., 2013; Batson, vd., 2014; Ting-Shu ve Jian, 2015).

Tam seramiklerden yapılan köprüler metal destekli seramik köprülere iyi bir alternatif olabilmektedir (Schultheis, vd, 2013; Lopez-Suarez, vd., 2015).

Gelişmiş CAD/CAM teknolojilerinin kullanıma girmesiyle birlikte çok sayıda yüksek dayanıklılıkta seramik materyalleri geliştirilmiştir (Bhambhani, vd., 2013; Li Rwk, vd., 2014).

Böylece estetik açıdan avantajlı olan seramiklere dayanıklılık kazandırılmış ve bu materyallerden köprü restorasyonları üretmek mümkün olmuştur (Kelly ve Benetti, 2011).

Yapılan çalışmalara göre CAD/CAM sistemi ile üretilen köprülerin kırılma direnci konvansiyonel üretilmiş köprülerden daha yüksek çıkmıştır (Alt, vd., 2011; Stawarczyk, vd., 2012; Wimmer, vd., 2013).

CAD/CAM teknolojisi implant destekli protezlerde kron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır (Sezar, 2012).

Standart zirkonya alt yapıların opak görünümünden kaynaklanan olumsuzlukları gidermek amacıyla monolitik zirkonya seramikler geliştirilmiştir (Beuer, vd., 2012; Rinke ve Fischer, 2013).

Geleneksel zirkonya bloklar yüksek mekanik özellikleri sayesinde kron ve köprüler için alt yapı materyali olarak en çok kullanılan materyaldir (Conrad, vd., 2007). Ancak köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonya üzerine yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalarda en sık görülen başarısızlık tipi “kopmalarchipping” yani üst veneerleme seramiği ile alt yapıda kullanılan zirkonya arasında meydana gelen kırılmalardır (Al-Amleh, vd., 2010; Vigolo ve Mutinelli, 2012; Agustin-Panadero, vd., 2014).

Bu sorunun üstesinden gelebilmek için son zamanlarda zirkonyanın estetik özellikleri geliştirilerek hem kor hem de monolitik yapıda kullanılabilen bloklar sunulmuştur (Belli, vd., 2015; Lakshmi, vd., 2015). Dolayısıyla bizim çalışmamızda da CAD/CAM sistemleriyle üretebilen ve monolitik olarak kullanılabilen güncel restoratif materyaller tercih edilmiştir.

Monolitik zirkonya seramikler yüksek geçirgenlik özelliğine sahip olmakla beraber üst yapı seramiği kullanılmadan da uygulanabilmektedir. Üst yapı seramiği ile beraber kullanıldığı durumlarda, monolitik zirkonya alt yapılar 0,5 mm ye kadar inceltirilerek kullanılabilir (Zhang, vd., 2013). Uygun konnektör kalınlıklarına bağlı kalınarak, üç, dört ve hatta altı üyeli monolitik zirkonya köprüleri üretilmektedir (Harry, 2012).

PEEK, mükemmel mekanik özelliklere ve kemik benzeri sertliğe sahip bir polimerdir. Biyomedikal uygulamalarda PEEK, tekrar tekrar steril edilebilme, işlenebilme ve ısı ile şekillendirme gibi avantajlar sunmaktadır (Abu bakar, vd., 2003a-b).

PEEK'in güçlendirilmesi ve elastik modülünün dental kemiğe yaklaştırılması amacıyla materyale çeşitli doldurucular eklenmiştir. Araştırmacılar karbon fiberle takviye edilen PEEK materyalinin aşınma direncinin ve kırılma dayanımının arttığını, kemiğe yakın bir elastik modül değeri kazandığını bildirmişlerdir. Ancak karbon fiberlerin eklenmesi zaten opak bir görünümü olan bu polimerin rengini koyulaştırmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007). Bu nedenle PEEK, implant dayanak

materyali olarak kullanılacağı zaman farklı güçlendirme yöntemleri kullanılmalıdır. Yakın zamanda Bredent firması tarafından BioHPP materyali tanıtılmıştır.

Bu materyal %20 oranında seramik partiküllerle modifiye edilmiştir ve böylece materyalin direnci ve parlatabilirliği artmıştır. Ayrıca kemiğe ve dentine oldukça yakın olan elastik modülü (4 GPa) sayesinde iyi derecede şok absorpsiyon özelliğine sahiptir ve rengi dentine yakındır (Lee, vd., 2017; Georgiev, vd., 2018). Bu çalışmada da bu sebeple güncel ve yaygın olarak kullanılan bu materyal (BioHPP) tercih edilmiştir.

Yüksek dirençli polimerlerin kullanımı biyolojik, mekanik, imalat ve ekonomik yönlerden daha ilginç hale gelmektedir. PEEK çeşitli uygulamalarda kullanılan yüksek performanslı, sıcaklığa dayanıklı bir polimerdir. FDA onaylı implante edilebilir malzeme olarak PEEK, titanyumdan (Ti) ve alaşımlarından yapılan geleneksel cerrahi metalik implantların yerine titanyumdan daha düşük elastik modülüne sahip olduğu için birincil aday olarak kabul edilmiştir (Deng, vd., 2015).

Nazari ve ark. in-vitro çalışmasında PEEK materyalden imal edilmiş implant destekli üç üyeli FPD'lerin molar bölgesinde para fonksiyonel alışkanlıklar dahil, ısırma kuvvetlerine dayanabileceği sonucuna varmıştır (Stawarczyk, vd., 2015; Nazari, vd., 2016). Bu nedenle, PEEK'in bir altyapı materyal olarak kırılma dayanımı ve direnci, yukarıda bahsedilen çalışmalar göz önüne alındığında klinik kullanım için yeterli görülmektedir.

Bicon firmasının materyali olan Trinia CAD/CAM için kullanılan çok boyutlu bir polimerdir, epoksi rezin ile bir arada tutulan çok boyutlu cam fiber ile takviye edilmiştir. Bu biyomateryal hafif, işlenebilir, yüksek eğilme ve basınç dayanımına sahiptir. Diş veya implant destekli abutmentlerde kron ve köprülerin üretiminde kullanılmaktadır (Trinia_Brochure.pdf). Trinia'nın en büyük özelliklerinden biri, 393 MPa'lık yüksek eğilme mukavemeti ve 374 MPa (paralel) ve 339 MPa (dik) basınç dayanımıdır (Shofu, 2016).

TRINIA büyük eğilme mukavemetine ve dentine benzer esneklik modülüne sahiptir (Ashby MF ve ark., 2013). TRINIA'nın elastiklik modülü, dentin 12-14 GPa (Sano, vd., 1994) ve titanyumun 102-118 GPa'ya kıyasla 18.8GPa'dır (Suansuwan ve Swain, 2001). Bu çalışmada da bu sebeple güncel ve dayanıklı kullanılan bir materyal (Trinia) uygun görülmüştür ve tercih edilmiştir.

Konnektör köprünün en ince kesiti olduğu için herhangi bir kuvvet karşısında gövde ve dayanaklardan önce bu alanlarda kritik gerilmeler meydana gelmekte ve daha kolay eğilme göstermektedir. Çekme streslerinin konnektörlerin gingival kısmında

biriktiği, yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmaları ile gösterilmiştir (Lakshmi, vd., 2015).

Çekme streslerine karşı zayıf olan tam seramik köprülerde bu nedenle en sık görülen başarısızlık tipi konnektörlerde meydana gelen kırıklardır (Van Heumen, vd., 2009; Lopez-Suarez, vd., 2015).

Köprü mekaniğinde oldukça büyük bir öneme sahip konnektörlerin, bu bölgede maksimum streslerin meydana gelmesi sebebiyle, tasarımları yapılırken uygun modifikasyonlar ile tam seramik köprülerin kırılma direncini artırabileceği düşünülmüştür (Komine, vd., 2010; Agustin-Panadero, vd., 2014).

Bu durumda konnektör tasarımında üretici talimatları doğrultusunda dizayn yapılması uygun görülmektedir. Bu çalışmada da hem üretici talimatları doğrultusunda konnektör kalınlıkları belirlenmiş hem de gruplar arası aynı standartlarda materyallerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmak için aynı konnektör kalınlıklarının olduğu örnekler dizayn edilip karşılaştırılmıştır. Üretici talimatları doğrultusunda en yüksek konnektör değeri monolitik zirkonya olduğu için standart numuneleri karşılaştırmada 16 mm² konnektör kalınlıkları tercih edilmiştir. Bunun dışında diğer gruplar üretici talimatları doğrultusunda hazırlanmış ve karşılaştırmalar da standart konnektör kalınlıkları için ve üretici talimatlarına göre hazırlanan gruplar için ayrı ayrı yapılmıştır.

Geleneksel siman materyalleri yerine adeziv rezin siman ile simantasyonlarının ağız ortamında uzun dönem kırılma ve yorgunluk direncini artırarak yüksek kimyasal adezyon ve retansiyon sağladığı bildirilmektedir (Canpolat, 2001). Bu amaca uygun olarak da bu çalışmada (Total-cem, Self adeziv rezin siman, ITENA, FRANCE) kullanılmıştır.

Dental restoratif materyaller, yemek, içmek ve solunum gibi ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerine sebep olan durumlardan sürekli olarak etkilenmektedirler. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye oldukça farklılık gösterir ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olmaz. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklığı ortalama 35 °C olarak belirlenirken, ağızdan nefes alındığı takdirde solunan havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Aynı şekilde buzlu bir suyun ısısı 0 °C'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C'ye ulaşabilir (Şengün, vd., 2005).

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısısasal genleşme katsayılarında olduğu için yapılacak in-vitro deneylerin ağız içindeki ısı değişikliklerini taklit etmesi gerekmektedir (Olmez, vd., 1998).

Termal siklus yaşlandırma yöntemi, en yaygın kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termal siklus testleri, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 30 saniye bekleme süresinde gerçekleştirilmektedir. ISO standartları termal siklus örneklerine 5 °C ve 55 °C deki su banyolarında 500 siklus uygulanmasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir. Literatürde son zamanlarda Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede ise 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanma etkinliğinin taklit edilmesi için çok az olduğunu öne sürmüşlerdir (Gale ve Darvell, 1999). Dolayısıyla, çalışmamızda; ağız ortamını taklit etmek amacıyla tüm gruplara ait örnekler 24 saat süreyle 37 °C de bekletildikten sonra, otoklav yaşlandırma için ISO 13356: 2008 standardına uygun olarak 5 saat süre ile (134 °C, 2 bar steam pressure, 5 saat),(1 saat otoklav yaşlanması 3-4 yıllık gerçek yaşlanmaya eşdeğer-yaklaşık 20 yıl) uygulanmıştır.

Hossam ve ark. çalışmasında, ikinci premolar ve ikinci molar simüle eden iki çelik dayanaklı bir model, standart (CNC) kullanılarak üretilmiştir. Bu modelin dayanakları bir 1 mm basamak ve 6 derece konik olarak frezelenmiştir. Dayanaklar akrilik blokta sabitlenmiştir. Çalışmamızda da titanyum dayanakları aynı yöntem ve boyutlar ile hazırlanmıştır ve monolitik köprüler tercih ettiğimiz için, akrilik bloktan daha dayanıklı bir malzeme gerektiği düşünülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda pirinç metal tercih edilmiştir.

Zirkonya üç üyeli sabit protez altyapıların ortalama kırılma direncini 1243.51 ± 175.8 N değer göstermiştir (Hossam, vd., 2018).

Bu veriler, sonuçlarımız ile uyumludur. Zirkonya'dan elde edilen ortalama kırılma dayanımları dört üyeli monolitik köprüler için 1149.3 N olarak tespit edilmiştir.

BioHPP'in üç üyeli sabit protez altyapıları ortalama kırılma direncini 1626.31 ± 191.9 N değer göstermiştir. PEEK üç üyeli sabit protezlerin kırılma dayanımı 1626.31 ± 191.9 N, Zirkonya'dan 1243.51 ± 175.8 N daha yüksek göstermiştir (Hossam, vd., 2018).

Çalışmamızda da, BioHPP'in monolitik dört üyeli köprülerin ortalama kırılma dayanımı 13 mm² grup için 1452 N ve 16 mm² grup için 2006 N değer göstermiştir.

İkisinde zirkonya monolitik köprülerden (1149.3 N) daha yüksek kırılma dayanımı sonuçları göstermiştir.

Kohorst ve ark. yaptığı çalışmada, presinterlenmiş zirkonyadan ve tam sinterlenmiş zirkonyadan her biri toplam 20 tane posterior dört üyeli sabit bölümlü protezler altyapı üretilmiştir. Konnektör kesitleri eliptik olarak şekillendirilmiş, konnektör alanları “mesiyal'den distale” 12.5, 15.6 ve 11,6 mm² olarak hazırlanmıştır. Kırılma testinden önce, tüm örnekler termal siklus yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. İstatistiksel analizi, tam sinterlenmiş zirkonyadan üretilen altyapıların presinterlenmiş örneklere kıyasla daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu göstermiştir.

Araştırılan zirkonya posterior dört üniteli sabit protezlerin kırılma direnci ortalama 1263 N değer göstermiştir (Kohorst, vd., 2007). Bu sonuç çalışmamızdaki zirkonyanın kırılma direnci sonuçlar 1149.3 N ile uyumludur.

Larsson ve ark. çalışmasında, farklı konnektör çaplarında (2, 2.5, 3, 3.5 ve 4 mm²) tasarlanan dört üniteli Y-TZP sabit protez korların kırılma direnci karşılaştırmış, altyapılar, alt çeneye bizim çalışmamıza benzer şekilde, dişler 34 ve 37 dayanak dişleri olarak üretilmiştir. 4 mm² konnektör yüzey alanına sahip örneklerde 897±113 N kırılma dayanımı göstermiştir (Larsson, vd., 2007). Bizim çalışmamızda, Monolitik zirkonya köprülerde konnektör alanı daha büyük konnektör çaplar ile 16 mm² üretilmiştir. Üretilen köprüler 44 ve 47 dayanak olarak frezelenmiştir.

Çalışmamızda hem monolitik köprü hem daha büyük konnektör boyutlar tercih ettiğimiz için 1149.3 N kırılma dayanımı daha yüksek tespit edildiği düşünülmektedir.

Stawarczyk ve ark. çalışmasında, üç üyeli monolitik PEEK sabit protezlerin farklı üretim yöntemlerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Monolitik köprüler üç farklı yöntemlerde üretilmiştir: i) CAD/CAM PEEK preslenmiş (breCAM BioHPP), ii) Pressed pellet PEEK'ten preslenmiş (BioHPP Pellets) ve iii) Granül PEEK'ten preslenmiş (BioHPP Granüler). Standartlaştırılmış monolitik köprüler üretmek için, bir kanin ve birinci molar dişi arasındaki bir köprüyü simüle eden iki dayanıklı çelik bir model kullanılmıştır. Köprülerin konnektör alanı 16 mm² olarak ayarlanmıştır. Frezelenen CAD/CAM köprüler, en yüksek kırılma direnci 2,354 ± 422 N değer göstermiştir. Diğer gruplar BioHPP Pellets 2011 N ve BioHPP Granüler 1738 N daha düşük değer göstermişlerdir (Stawarczyk, vd., 2015).

Stawarczyk ve ark. başka çalışmasında, PEEK üç üniteli sabit protez altyapıları kırılma direnci ortalama 1383 ± 149 N değer göstermiştir (Stawarczyk, vd., 2013). Çalışmamızda, BioHPP monolitik köprüler gruplarından biri 16 mm^2 konnektör kalınlığında hazırlanmıştır. Bu grupta kırılma dayanımı 2006 N değer göstermiştir. Yukarıdaki bahsedilen çalışmanın sonuçları ile uyumludur.

Çalışmamızdaki BioHPP'in diğer grubu 13 mm^2 kırılma dayanımı 1452 N olarak tespit edilmiştir, bu da diğer çalışmanın sonuçları ile uyumludur.

Taufall ve arkadaşları çalışmasında, farklı veneerleme ile (1) dijital veneerleme (breCAM.HIPC), (2) Konvansiyonel veneerleme (crea.lign), (3) Konvansiyonel (crea.lign ve paste) ve (4) Prefabrik veneerleme (visio.lign).

PEEK'ten 3 üyeli sabit köprüler üretilmiştir, konnektör alanı 11.3 mm^2 olarak ayarlanmıştır. Kırılma dayanımı araştırılmış ve dijital veneerleme grubun kırılma dayanımının diğer gruplardan daha yüksek sonuçları 1882 ± 152 N değer göstermiştir. Bundan sonra termal siklus yaşlandırma yöntemi ile yaşlandırılmıştır ve daha yüksek kırılma direnci sonuçları 2021 ± 184 N değer göstermiştir (Taufall, vd., 2016). Çalışmamızda, BioHPP köprüler daha yüksek kırılma dayanımı amacıyla hem 4 üyeli hem monolitik olarak üretilmiştir. Üretildikten sonra otoklav yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. BioHPP'in 13 mm^2 grubunun kırılma dayanımını 1452 N ve 16 mm^2 grubunun kırılma dayanımını 2006 N değer olarak göstermiştir.

Carola Kolbeck ve ark. çalışmasında, CAD/CAM PEEK'ten yapılmış dört üyeli monolitik köprüleri değerlendirmişlerdir. Çalışmanın amacı, sabit BioHPP köprüleri için mümkün olan maksimum köprü uzunluğunu belirlemek için konnektör kesitlerinin boyutlandırılmasıydı. Köprüler Variolink II (Ivoclar Vivadent) siman kullanarak siman edilmiştir. Konnektör alanı 13.55 mm^2 olarak ayarlanmıştır ve

Pontik bölgesinden bazal desteğe kadar merkezi bir şekilde kuvvet uygulanmıştır. Bundan sonra, yapıştırılan köprüler beş yıllık bir klinik kullanma karşılıklığında yapay yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Bazal çatlak için gereken kuvvet yaklaşık 1558 N olarak göstermiştir (Kolbeck, 2011). Çalışmamızda da, BioHPP gruplarından biri konnektörleri 13 mm^2 olarak ayarlandı. Bundan sonra, self adeziv rezin siman ile yapıştırıldı ve otoklav yaşlandırmaya tabi tutulmuştur ve kırılma dayanımı 1452 ± 162 N değer olarak elde edilmiştir. Elde edilen değerler Carola ve ark. kırılma dayanım sonuçları ile uyumludur.

Mohammad M. Rayyan ve ark. yaptığı çalışmada, üç üyeli implant destekli zirkonya fused porselen (PFZ) sabit protez köprüler ile zirkonya indirekt kompozitler ile veneerleme (CVZ) veya CAD/CAM ile frezlenen cam fiber kompozit (FRC) statik yüklemesi altındaki altyapıların kırılma dayanımı karşılaştırmıştır. Posterior üç üyeli köprü (ikinci premolar pontik) altyapılar, Standart bir (STL) dosyasından frezeleme yoluyla üretilmiştir. Köprüler üç gruba ayrılmıştır: (Grup 1) PFZ: porselen kaplamalı zirkonya köprü altyapı; (Grup 2) CVZ: İndirekt rezin kompozit ile kaplanmış zirkonya köprü altyapı; ve (3) FRC: İndirekt rezin kompozit ile kaplanmış FRC framework (Trinia). Bundan sonra, Köprüler self adeziv rezin siman kullanarak dayanaklar üzerine siman edilmiştir. Siman ettikten sonra, köprüler termosiklüs yaşlandırmaya yöntemi ile tabi tutulmuştur. Kırılma dayanımları PFZ için 2154 N, CVZ için 1905.47 N ve FRC “Trinia” 1679.56 N olarak tespit edilmiştir (Rayyan, 2020).

Bu veriler Trinia’dan elde edilen sonuçlarımız ile uyumludur. Çalışmamızda Trinia’dan elde edilen ortalama kırılma dayanımları 16 mm²’lik dört üyeli monolitik köprüler için 1730.5 N, 7 mm²’lik grup için 1075.2 N olarak tespit edilmiştir.

Bonfante ve ark. çalışmasında, üç üyeli sabit protezler (birinci molar pontik olarak), üç grup olarak imal edilmiştir; CAD/CAM FRC altyapı “Trinia” konektörü 12 mm² olarak ayarlanmıştır. İndirekt kompozit (Ceramage) ile veneerleme yapılmıştır. İkinci grupta CAD/CAM FRC altyapı “Trinia” konektörü 3 mm² olarak ayarlanmıştır. İndirekt kompozit (Ceramage) ile veneerleme yapılmıştır. Üçüncü grup monolitik indirekt kompozit (Ceramage) ile üretilmiştir. Her iki grubun örnekleri oda sıcaklığında 7 gün suda bekletilmiştir. CAD/CAM FRC protezleri abutmentlere (RelyX U200, 3M-ESPE) simante edilmiştir. Monolitik sabit protez örnekler, kompozit malzemenin 800 N ve üzerinde kohezif kırılmasıyla başarısız olmuştur.

İndirekt kompozit ile kaplanmış 12 mm² ve 3 mm² FRC FDP altyapıların sadece kaplama kompozitinin (veneerleme) kırılmaları görülmüştür. Konektörlerden çıkan çatlak cepheler kompozit kırılmaya neden olduğu tespit edilmiştir. CAD/CAM FRC alt yapı kırığı oluşmamıştır. Hiçbir grupta implant veya dayanak kırığı görülmemiştir (Bonfante, vd., 2015).

Bu sonuçlar, sonuçlarımızdan düşük görülmüştür. Çalışmamızda Trinia’nin klinik uygulamaları değerlendirmek amacıyla, 4 üyelik monolitik köprüler farklı konektör çaplar ile üretilmeye karar verilmiştir. Elde edilen sonuçlar ortalama kırılma dayanımları dört üyeli monolitik köprüler 16 mm² grup için 1730.5 N, 7 mm² grup için 1075.2 N olarak tespit edilmiştir.

Bu sonuçlar ışığında bakacak olursak Trinia ve BioHPP monolitik köprülerde konnektör alanları arttıkça dayanım değerlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunması hem standart kalınlıklarda hem de üretici önerilerine göre klinik kullanımının güvenli olduğu söylenebilir. Firmaların önerdiği konnektör kalınlıklarında, kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde en yüksek değerden en düşük değere doğru olan sıralama; BioHPP 1452 N, Zirkonya 1149.3 N, Trinia 1075.2 N şeklindedir. En yüksek kırılma direnci değerleri BioHPP köprülerde bulunmuştur. Standart konnektör kalınlıklarında, kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde en yüksek değerden en düşük değere doğru olan sıralama ise; BioHPP 2006 N, Trinia 1730.5 N, Zirkonya 1149.3 N şeklindedir. En yüksek kırılma direnci değerleri BioHPP köprülerde bulunmuştur. Cam fiber kompozit ve PEEK gibi yeni nesil malzemelerin sabit protezlerde kullanım protokollerinin ortaya konabilmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1) Dört üyeli monolitik köprülerde kırıklar santral konnektörlerde meydana gelmiştir.
- 2) Bu çalışma sonucunda, kullandığımız 3 farklı materyaller ile üretilen 4 üyeli köprülerin klinik kullanımda monolitik olarak güvenle kullanılabilceği söylenebilir.
- 3) Trinia, dar konnektör çaplarında bile yüksek kırılma dayanımı özellikleri nedeniyle dar konnektör çapı kullanılması gereken vakalarda tercih edilebilir.
- 4) HT Zirkonya, estetik özelliklerinden dolayı estetiğin talep edildiği vakalarda uygun konnektör dizaynında tercih edilebilir.
- 5) BioHPP, yüksek kırılma dayanımı ve biyouyumlu özellikleri nedeniyle 4 üyeli sabit bölümlü protezlerde güvenli bir şekilde kullanılabilceği düşünölmektedir.

7. KAYNAKLAR

- Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 2014; 783948.
- Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite–polyetheretherketone biocomposites. *ComposSci Technol*, 2003a; 63:421–5.
- Abu Bakar MS, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT. Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 2003b; 24: 2245–50.
- Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quinte- ssenz Zahntechnik*, 2013; 39:376-84.
- Agustin-Panadero R, Roman-Rodriguez JL, Ferreiroa A, Sola-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis: a literature review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2014; 6, 1, 66-73.
- Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures, CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 2011; 27, 4, 339-347.
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *The Journal of Oral Rehabilitation*, 2010; 37, 8, 641-652.
- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 1996; 76: 187-193.
- Artak G. Heboyan, Anna R. Vardanyan, Anna A. Cement Selection in Dental practice. *World science*, 2019; 3(43),Vol.2. doi: 10.31435/rsglobal_ws/31032019/6405.
- Ashby MF, Shercliff H, Cebon D. Family trees: organizing materials and processes. *Materials: engineering, science, processing and design*, 2013; 13- 28.
- Atkinson JR, Hay JN, Jenkins MJ. Enthalpic relaxation in semi-crystalline PEEK. *Polymer*, 2002; 43(3):731-5.
- Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014; 112, 4, 770- 777.
- Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Materiale Plastice*, 2016; 53(3):394-8.
- Belli R, Wendler M, Zorzin J, Silva LH, Petschelt A, Lohbauer U. Fracture toughness mode mixity at the connectors of monolithic 3Y-TZP and LS2 dental bridge constructs. *Journal of the European Ceramic Society*, 2015; 13, 35, 3701-3711.
- Beuer F, Schweiger J. & Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008; 204, 505- 511.

- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 2012; 28: 449– 456.
- Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer- aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci.*, 2008; 116:381– 6.
- Bhambhani R, Bhattacharya J, Sen SK. Digitization and its futuristic approach in prosthodontics. *The Journal of Indian Prosthodontics Society*, 2013; 13, 3, 165-174.
- Bona A Della, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial. *Materials (Basel)*, 2015; 8:4978–91. doi:10.3390/ma8084978.
- Bonfante E, Suzuki M, Carvalho R, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, Pegoraro T, Coelho P. Digitally Produced Fiber-Reinforced Composite Substructures for Three-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prostheses, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2015; volume 30. p.321-329.
- Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Griggs JA, Della Bona A. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dent Mater.*, 2016; 32(12):1536-42.
- Buggy M, Carew A. The effect of thermal ageing on carbon fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK). *J Mater Sci.*, 1994; 29(8): 2255-9.
- Canpolat C. Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki rezin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. *Doktora Tezi*, 2001.
- Carola Kolbeck. Biohpp study results, In vitro examination of four-unit bridges on plastic dies (TCML and fracture test): Fully anatomical design made of PEEK (milled and pressed), 2011-2018.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007; 98, 5, 389-404.
- Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera` M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.*, 2014; 112:680–2.
- Deng Y, Zhou P, Liu X, Wang L, Xiong X, Tang Z, Wei J, Wei S. Preparation, characterization, cellular response and in vivo osseointegration of polyetheretherketone/nano-hydroxyapatite/carbon fiber ternary biocomposite. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2015; 1;136:64-73.
- Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.*, 1991; 1: 150-154.
- Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.*, 2018; 62(1):65-74.
- Fasbinder D. Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2012; 33, 9, 666-668.

- Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater* 2011;27:29–38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020.
- Gale M.S, Darvell B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *J Dent.*, 1999; 27, 89-99.
- Galhano GA', Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg.*, 2012; 23:e575–9.
- Georgiev J, Vlahova A, Kissov CH, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. *J of IMAB*, 2018; 24(1):1896-1898.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-proceded restorations. *J Am Dent Assoc.*, 2006; 137: 14S-21S.
- Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.*, 2014 [Epub ahead of print].
- Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent.*, 2016; 117(6):762-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.011>.
- Harry A. Long, DMD. Monolithic Zirconia Crowns and Bridges, 2012; <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2012/01/>.
- Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent.* 2007; 28(8): 422–4, 426–8, 430–1.
- Hossam M, Elshahawy W, Masoud GE. Evaluation of Marginal adaptation and fracture resistance of BioHpp and Zirconia. *Dental Journal*, 2018; 64(1489):1501.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 2011; 56, 1, 84-96.
- Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater.*, 2012; 28(12):1280-3.
- Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent.*, 2014; 16(4):383-92.
- Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.*, 2016; 8(1):37-42. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.1.37>
- Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent.*, 2016; 55:75-81. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.001>
- Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of dentistry*, 2012; 40(11):979-88.
- Kim W-Y, Chung I-S, Jeon B-W. Comparison of mechanical properties of all ceramic crown on zirconia blocks. *Journal of Korean Academy of Dental Technology*, 2015; 37(3):107-13.

- Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte Fur Chemie*, 2005; 136:21–45. doi:10.1007/s00706-004-0254-y.
- Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *European journal of oral sciences*, 2007; 115(2):161-6.
- Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth–tooth-and implant–tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.*, 2008; 19:1049–53.
- Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, 2010; 52, 4, 531-539.
- Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.*, 2011; 37:174–82.
- Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 2007; 28(32):4845-69.
- Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2010; 10: 79-88.
- Lakshmi RD, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-disilicate inlay retained fixed dental prostheses–A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal*, 2015; 1;12(1):56-64.
- Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *Journal of oral rehabilitation*, 2007; 34(9):702-9.
- Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.*, 2014; 42(12):1586-91. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.008>
- Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*, 2017; 1373127.
- Lee TH, Lee SH, Her SB, Chang WG, Lim BS. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 2012; 100(5):1334-43.
- Lee W, Koak J, Lim Y, Kim S, Kwon H, Kim M. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.*, 2012; 100:1044–52.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 2014; 58, 4, 208-216.
- Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Rodriguez V, Suarez MJ. Fracture resistance and failure mode of posterior fixed dental prostheses fabricated with two zirconia CAD/CAM systems. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*, 2015; 7, 2, 250-253.

- Lorenzoni F, Martins L, Silva N, Coelho P, Guess P, Bonfante E, Thompson V, Bonfante G. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *Journal of Dentistry*, 2010; 38, 626-634.
- Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.*, 2011; 106(3):145-52. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60112-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60112-1).
- 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. *Dental Materials Journal*, 2009; 28, 44-56.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.*, 2011; 56:97–106. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.
- Mohammad M. Rayyan. Static and Fatigue Loading of Veneered Implant-Supported Fixed Dental Prostheses, 2020.
- Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int.*, 1989; 20: 329-339.
- Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. Fracture strength of three-unit implant supported fixed partial dentures with excessive crown height fabricated from different materials. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 2016; 13(6):400.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.*, 2012; 28:529-34.
- O'Brien W. *Dental Materials and their selection*. (3rd edn.). Chicago: Quintessence International, 2002.
- Olmez A, Oztas N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int.*, 1998; 29, 725-729.
- Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 2011; 52(2):61-7.
- Pameijer C.H. A Review of Luting Agents. *International Journal of Dentistry*, 2012.
- Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.*, 2014; 111(1):20-9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.002>.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2007; 51: 453-471.
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.*, 2005; 113:174–9.
- Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects. *Quintessence Int.*, 2013; 44: 557–566.

- Rolf E, Paolo P, Cisterna di Latina, Vincent J. Morgan, Marincola M, Wu R, Seemann R. TRINIATM- Metal-free restorations. implants, 2017; 1. pp. 22.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.*, 2014; 93:1232-4.
- Sabiha S. Bunek, Powers J. Crown and Bridge Cements: Clinical Applications. AGD PACE, 2015; approval number: 309062.
- Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of dental research*, 1994; 73(6):1205-1211.
- Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Ha¨mmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Mater.*, 2010; 26:553–9.
- Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical of Oral Investigations*, 2013; 17, 5, 1407-1413.
- Schwitalla A, Müller W. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.*, 2013; 39:743–9.
- Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçiöğlü F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi , Dişhek Fak Derg.*, 2005; 22, 163-168.
- Sezer O. CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan tüm seramikler. Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi. Bitirme tezi, 2012.
- Shofu Dental Corporation. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2016; Vol. 37, Issue 10.
- Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.*, 2012; 33(1):28-36.
- Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent.*, 2014; 16:465–72.
- Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2013; 101(7):1209-16.
- Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2015; 34:7–12.
- Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Ha¨mmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig.*, 2012; 16:1669–77.
- Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *Journal of oral rehabilitation*, 2001; 28(2):133-139.

- Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*, 2012; 28(3):273-8.
- Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent*. 2015; 18(1):21–44.
- Tatar K. CAD/CAM Sistemi ile üretilen cam seramik köprü restorasyonlarda üye sayının ve konnektör tasarımının kırılma dayanımı üzerinde etkisi, Doktora tezi, 2016.
- Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered poly-etheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical oral investigations*, 2016; 20(9):2493-500.
- The CEREC Acquisition Center powered by Bluecam. <http://www.cereconlin.com/cerec/acquisition-center.html>. Sirona, 2010.
- Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 2015; 24, 4, 313-321.
- Toptaş A. Protez Kaide Materyalleri ve Takım Dişlerin Genel Özellikleri, (2011).
- Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics: a review of Literature. *J Dent (Shiraz)*, 2015; 16(1):1–9.
- Trinia.brochure.pdf
- Türk A, Şahin S, Durmuş H. Malzeme mühendisliği bölümü. Malzeme Laboratuvarı dersi. Celal Bayar Üniversitesi, 2013.
- Ural C. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 2011; 1, 27-38.
- Van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Vallittu PK, Kreulen CM. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dental Materials*, 2009; 25, 6, 820-827.
- Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012; 28(1):3–12.
- Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *Journal of Prosthodontics*, 2012; 21, 4, 265-269.
- Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil.*, 2006; 33:682–9. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01604.x.
- Weiser F, Behr M. Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont*. 2015; 24(2):100-108.
- Wiesli MG, Özcan M. High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant Dentist*, 2015; 24(4):448-57.
- Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013; 110, 4, 288-295.

- Zandparsa R, El Huni RM, Hirayama H, Johnson MI. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016; 115(2):230-7.
- Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015; 18(2):101–29.
- Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014; 30(10):1195-203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang Y, James J, Ramanathan S, Lawn B. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 2013; 29: 1201–1208.
- Zhao M, An M, Wang Q, Liu X, Lai W, Zhao X. Quantitative proteomic analysis of human osteoblast-like MG-63 cells in response to bioinert implant material titanium and polyetheretherketone. *J Proteomics*. 2012; 75:3560–73.
- Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater*. 2007; 55:6365–71.

ÖZ GEÇMİŞ

Yaser ELHALAWANI, Suudi Arabistanda Lisesi'ni bitirdikten sonra Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2015 yılında mezun oldu. 2016 yılında OMÜ Doktora programını girdi, iyi derecede İngilizce/Arapça bilmektedir.

İletişim Bilgileri

ORCID : 0000-0002-2567-8630

Yayınlanmış Çalışmalar:

Yazılı Bildiriler:

Varrak A., Külünk Ş., Ceylan G., Shomal M., Elhalawani Y., Full mouth rehabilitation for a patient with malocclusion. Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği 22. Uluslararası Kongresi. Ekim 2018

Elhalawani Y., Duran İ., Shomal M., Varrak A., Administration of e.max in the anterior teeth. Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği 22. Uluslararası Kongresi. Ekim 2018

