

T.C.  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Doktora Tezi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**İNLEY TUTUCULU MONOLİTİK ZİRKONYA SABİT DENTAL  
PROTEZLERDE FARKLI TASARIMLARIN KIRILMA DAYANIMINA  
ETKİSİ**

**Murat KEÇECİ**

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi E. Begüm BÜYÜKERKEMEN

Bu tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 201424001 numaralı proje ile desteklenmiştir.

**KONYA 2021**

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi Murat KEÇECİ'nin "İnley tutuculu monolitik zirkonya sabit dental protezlerde farklı tasarımların kırılma dayanımına etkisi" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA/ 16/06/2021

Tez Danışmanı	Dr. Öğr. Üy. E. Begüm BÜYÜKERKEMEN Necmettin Erbakan Üni. /Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı	İmzası
Üye	Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR Necmettin Erbakan Üni. /Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı	İmzası
Üye	Prof. Dr. Serhan AKMAN Selçuk Üni. /Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı	İmzası
Üye	Prof. Dr. Müjde SEVİMAY Selçuk Üni. /Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı	İmzası
Üye	Dr. Öğr. Üy. Dilek MENZİLETOĞLU Necmettin Erbakan Üni. /Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalı	İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun .../.../20.. tarih ve ...../.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOĞLU ATALIK

Enstitü Müdürü

İmzası

## TEZ BEYAN SAYFASI

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

16.06.2021

Murat KEÇECİ



## BENZERLİK RAPORU

Tezin Tam Adı : İnley tutuculu monolitik zirkonya sabit dental protezlerde farklı tasarımların kırılma dayanımına etkisi  
Öğrencinin Adı Soyadı : Murat KEÇECİ  
Dosyanın Toplam Sayfa Sayısı : 55

### İNLEY TUTUCULU MONOLİTİK ZİRKONYA SABİT DENTAL PROTEZLERDE FARKLI TASARIMLARIN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

#### ORJİNALLİK RAPORU

% **13** BENZERLİK ENDEKSİ    % **12** İNTERNET KAYNAKLARI    % **3** YAYINLAR    % **3** ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	<a href="http://www.dent.ege.edu.tr">www.dent.ege.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	%4
2	<a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444">nek.istanbul.edu.tr:4444</a> İnternet Kaynağı	%1
3	<a href="http://dent-pedodonti.gazi.edu.tr">dent-pedodonti.gazi.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	%1
4	<a href="http://dspace.gazi.edu.tr">dspace.gazi.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	%1
5	<a href="http://acikerisim.baskent.edu.tr">acikerisim.baskent.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	%1
6	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
7	<a href="http://www.gulsa.com.tr">www.gulsa.com.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1

Öğretim Üyesi Adı Soyadı  
Dr. Öğr. Üy. E. Begüm BÜYÜKERKEMEN  
İmza

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecimin her anında değerli fikirlerini, derin bilgeliğini, anlayışlı ve güler yüzlü tavrını hiçbir zaman esirgemeyen saygı değer hocam ve tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üy. E. Begüm BÜYÜKERKEMEN'e,

Eğitim sürecime destek olan sayın hocalarım Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR, Dr. Öğr. Üy. Ceyda AKIN, Dr. Öğr. Üy. Mehmet Esad Güven ve Dr. Öğr. Üy. Mehmet Gökberkkaan DEMİREL'e,

Çalışmanın aşamalarında teknik bilgisi ile destek veren Dr. Öğr. Üy. D. Alperen BOZKURT'a

Eğitim sürecim boyunca bana her türlü kolaylığı sağlayan Beyhekim Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Konya Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi yöneticilerine,

Bu süreçte birlikte çalışma fırsatı bulduğum tüm mesai arkadaşlarıma,

Bu çalışma süresince yardımını esirgemeyen Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi protez teknisyenlerine,

Bu çalışmanın fotoğraflanmasında ve dizgi tasarımında bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan sevgili grafiker Fatih KEÇECİ'ye,

Bugünlere gelmem için her türlü fedakarlığı yapan, sevgi, ilgi ve dualarıyla hep arkamda olan kıymetli aileme,

Her zorluğa benimle katlanıp hep yanı başımda olan, desteği ve sabrıyla eğitim sürecimin daha kolay hale gelmesini sağlayan değerli eşim Dt. Sümeyye KEÇECİ'ye

*SONSUZ TEŞEKKÜRLER...*

## İÇİNDEKİLER

Tez Kapağı ve İç Kapak.....	i
Tez Onay Sayfası.....	ii
Tez Beyan Sayfası .....	iii
Benzerlik Raporu .....	iv
Önsöz Ve Teşekkür.....	v
İçindekiler.....	vi
Kısaltmalar ve Simgeler Listesi.....	viii
Şekiller listesi .....	xi
Tablolar listesi .....	xii
<b>ÖZET .....</b>	<b>xiii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xiv</b>
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>2</b>
2.1.İnley Restorasyonlar.....	2
2.1.1.İnley Restorasyonların Genel Özellikleri .....	2
2.1.2.Yapım Tekniklerine göre İnleyler.....	3
2.1.3.İnley Preparasyonu.....	6
2.1.4.İnley Restorasyonlar için Ölçü .....	7
2.1.5.İnley Köprüler.....	7
2.1.6.Seramik İnley Yapım Teknikleri .....	8
2.2.CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing).....	9
2.2.1.Dental CAD/CAM Sistem Birimleri .....	10
2.2.2.Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları .....	12
2.2.3.CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller .....	12
2.3.Zirkonya .....	16
2.3.1.Zirkonya Genel Yapısı .....	16
2.3.2.Kimyasal Özellikler.....	16

2.3.3.Fiziksel Özellikler .....	17
2.3.4.Diş Hekimliğinde Zirkonyum .....	17
2.3.5.Yüzey Pürüzlendirilmesi .....	18
2.3.6.Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu.....	22
2.4.Çiğneme Simülatörü.....	28
<b>3.YÖNTEM VE GEREÇLER .....</b>	<b>30</b>
3.1.Örneklerin Hazırlanması .....	30
3.1.1.Örneklerin Preparasyonu .....	30
3.1.2.Modellerin Hazırlanması.....	31
3.1.3.Örneklerin Üretilmesi.....	32
3.2.Yaşlandırma Protokolü.....	38
3.3.İstatistiksel Analiz.....	39
<b>4.BULGULAR.....</b>	<b>41</b>
<b>5.TARTIŞMA.....</b>	<b>47</b>
<b>6.SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....</b>	<b>56</b>
<b>7.KAYNAKLAR.....</b>	<b>57</b>
<b>8.ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>64</b>
<b>9.EKLER.....</b>	<b>65</b>

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

°	derece
°C	santigrat derece
µm	mikrometre
%	yüzde
<	küçüktür
>	büyüktür
<b>10-MDP</b>	10- methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
<b>4 – META</b>	4-matakriloksi etil trimellitik anhidrid
<b>Ag</b>	Gümüş
<b>Al</b>	Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Alüminyum oksit
<b>Ark.</b>	arkadaşları
<b>atm</b>	atmosfer
<b>Au</b>	Altın
<b>bar</b>	basınç birimi – bar
<b>Be</b>	Berilyum
<b>Bis-GMA</b>	Bisglisidil metakrilat
<b>CAD</b>	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
<b>CAM</b>	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
<b>Ce</b>	Seryum
<b>cm<sup>3</sup></b>	santimetre küp
<b>Co</b>	Kobalt
<b>Cr</b>	Krom
<b>Cu</b>	Bakır
<b>dk</b>	dakika
<b>Dr</b>	doktor
<b>Er,Cr; YSGG</b>	Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet
<b>ErYAG</b>	Erbiyum takviyeli itriyum alüminyum gamet lazer
<b>g</b>	gram
<b>Ga</b>	Galyum
<b>GB</b>	Gigabyte
<b>HEMA</b>	2-hidroksietil metakrilat

<b>Hf</b>	Hafnium
<b>HF</b>	hidrojen florür
<b>HT</b>	High translusens
<b>Hz</b>	Hertz
<b>İDSP</b>	İnley destekli sabit protezler
<b>Kw</b>	Kilo watt
<b>l</b>	litre
<b>LT</b>	Low translusens
<b>m</b>	metre
<b>Max.</b>	maximum (En çok)
<b>Min.</b>	Minimum (En az)
<b>mm</b>	milimetre
<b>mm<sup>3</sup></b>	milimetre küp
<b>ms</b>	milisaniye
<b>MO</b>	Medium opasity
<b>MPa</b>	megapaskal
<b>NdYAG</b>	Neodium doped Yttrium Aluminum Garnet
<b>Ni</b>	Nikel
<b>nm</b>	nanometre
<b>PMMA</b>	Poli metil metakrilat
<b>PMRS</b>	Poliasit Modifiye Rezin Simanla
<b>Pt</b>	Platin
<b>sn</b>	saniye
<b>TGK</b>	termal genişleme katsayısı
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silisyum dioksit
<b>SYA</b>	Simantasyon yüzey alanı
<b>TCB</b>	Tetrakarboksil bütan
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>Ti</b>	Titanyum
<b>UDMA</b>	Üretan dimetakrilat
<b>V</b>	Volt
<b>vb.</b>	Ve benzeri
<b>Y-TZP</b>	Yitrium stabilize tetragonal zirkonya
<b>Zr</b>	Zirkonya

<b>ZrO<sup>+2</sup></b>	Zirkonil tuzu
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum dioksit
<b>ZrO<sub>3</sub></b>	Zirkonat
<b>ZrSiO<sub>4</sub></b>	Zirkonyum silikat



## ŞEKİLLER LİSTESİ

### ŞEKİL NO:

### SAYFA NO:

<b>Şekil 1.</b> 10-MDP'nin zirkonyum ve zirkonya yüzeyindeki hidratlı tabaka ile etkileşimlerini açıklayan şema. ....	26
<b>Şekil 2.</b> RMCIS ve diş arasındaki etkileşim şeması. ....	27
<b>Şekil 3.</b> Preparasyonlar (A: DO-MO, B: KDO-DMO, C: MOD-MOD, D: KMOD-KMOD). ....	30
<b>Şekil 4.</b> Rezin modeller (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD). ....	32
<b>Şekil 5.</b> CAD/CAM dizaynlar (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD). ....	34
<b>Şekil 6.</b> Solidworks 2021 programında simantasyon yüzey alanı ölçümü. ....	35
<b>Şekil 7.</b> Zirkonya IRFDP (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD). ....	36
<b>Şekil 8.</b> Örneklerin farklı rezin siman ile simantasyonu. ....	36
<b>Şekil 9.</b> Çiğneme simülatorü uygulaması. ....	38
<b>Şekil 10.</b> Yaşlandırılmış tüm örnekler. ....	39
<b>Şekil 11.</b> Universal test cihazında kırılma dayanımı ölçümü. ....	39
<b>Şekil 12.</b> MO-DO ve MOD-MOD grupları kırık hatları. ....	41
<b>Şekil 13.</b> MO-DO ve MOD-MOD grupları kırık hatları. ....	42
<b>Şekil 14.</b> KMO- KDO ve KMOD KMOD gruplarındaki kırık hatları. ....	42
<b>Şekil 15.</b> KMO-KDO ve KMOD-KMOD gruplarındaki kırık hatları. ....	43
<b>Şekil 16.</b> KMO-KDO ve KMOD - KMOD gruplarındaki kırık hatları. ....	43
<b>Şekil 17.</b> Grupların Kırılma dayanımı değerleri. ....	44
<b>Şekil 18.</b> Grupların-alt gruplar düzeyinde kırılma dayanımı değerleri. ....	46

## TABLolar LİSTESİ

### TABLO NO:

### SAYFA NO:

<b>Tablo 3.1.</b> Üretilcek protezler için preprasyonlar. ....	31
<b>Tablo 3.2.</b> Tarama cihazı parametreleri.....	33
<b>Tablo 3.3.</b> Cam cihazı özellikleri. ....	35
<b>Tablo 3.4.</b> Kullanılan materyaller. ....	37
<b>Tablo 3.5.</b> Gruplar arası Kıyaslama-Anova Testi Sonuçları.....	40
<b>Tablo 4.1.</b> Örneklerin gruplara göre desimantasyon sayıları.....	41
<b>Tablo 4.2.</b> Gruplar arası kıyaslama-Anova Testi Sonuçları-2. ....	44
<b>Tablo 4.3.</b> Grup*Alt grup varyans tablosu. ....	45
<b>Tablo 4.4.</b> Alt gruplar arası karşılaştırma. ....	45
<b>Tablo 4.5.</b> Grupların simantasyon yüzey alanları. ....	46

## ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

### **İnley Tutuculu Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezlerde Farklı Tasarımların Kırılma Dayanımına Etkisi**

Murat KEÇECİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi / Konya-2021

Bu tez çalışmasının amacı; farklı tasarımlardaki monolitik zirkonyadan üretilen yaşlandırılmış inley destekli sabit protezlerin, farklı simantasyon disiplinleri uygulanması sonucu kırılmaya karşı dayanıklılığının incelenmesidir.

Bu amaçla, standart inley restorasyonların destek olarak kullanıldığı çok üyeli sabit protezler ve bu tasarımların modifiye edilmesi ile üretilmiş kanat destekli restorasyonlardan dört grup elde edilmiştir (MO-DO, MOD-MOD, KMO-KDO, KMOD-KMOD). Her grupta 16 örnek olacak şekilde 64 örnek üretilmiş ve her grup, MDP monomeri içeren rezin siman ve zirkonya yüzeyinin MDP içerikli primer ön uygulamasından sonra MDP monomeri içermeyen bir universal rezin siman kullanılarak iki altgruba ayrılmıştır (n=8). Örneklerin simantasyon sonrası 600 000 devirlik çiğneme simülöründe termal siklus ile birlikte yaşlandırılmasının ardından kırılma dayanımları ölçülmüştür. İstatistiksel analizde; grup-alt grup etkileşimi tek yönlü Anova, gruplar arası çoklu karşılaştırma Bonferroni ve alt gruplar arasındaki etkileşim bağımsız örnek t testi kullanılarak incelenmiştir. (p<0,05).

Kanat destekli tasarımlar ve standart tasarımların kendi içlerindeki farklar istatistiksel olarak anlamsızdı (p>0,05). Kanat destekli tasarımlar, standart tasarımlardan istatistiksel olarak daha iyi kırılma dayanımı gösterdiler (p<0,05). Simantasyon öncesi primer uygulaması her grupta yalnızca rezin siman uygulamasından daha yüksek kırılma dayanımı gösterse de aradaki fark yalnızca MOD-MOD grubunda istatistiksel olarak anlamlıydı (p<0,05).

**Anahtar kelimeler:** Çiğneme simülörü, İnley, Monolitik zirkonya, 10-MDP

## ABSTRACT

UNIVERSITY of NECMETTIN ERBAKAN

### Effect Of Different Designs On The Fracture Resistance Of Inlay-Retained Monolithic Zirconia Fixed Dental Dentures

Murat KEÇECİ

Department of Prosthodontics

PhD Thesis / Konya – 2021

The aim of this thesis is to examine the fracture strength of aged inlay-retained fixed dental prostheses produced from monolithic zirconia in different designs as a result of applying different cementation disciplines.

For this purpose, four groups (MO-DO, MOD-MOD, KMO-KDO, KMOD-KMOD) were obtained from fixed dental prostheses using standard inlay restorations and wing-supported restorations produced by modifying these designs. 64 samples were produced, with 16 samples in each group. Each of the groups was divided into two categories using a MDP-monomer-containing resin cement and a MDP-containing primer pretreatment of the zirconia surface followed by a universal resin cement without MDP monomer (n=8). After aging the samples together with the thermal in the chewing simulator of 600 000 rpm after cementation, their fracture strength was measured. As statistical analysis; One-way Anova was used for group-category interaction, Bonferroni test for multiple comparison between groups, and independent sample t test for interaction between categories (p<0.05).

The differences within themselves of wing supported designs and standard designs were statistically insignificant (p>0.05). Wing supported designs showed statistically greater fracture strength than standard designs (p<0.05). Although the primary application before cementation showed higher fracture strength than resin cement application only in each group, the difference was statistically significant only in the MOD-MOD group (p <0.05).

**Key words:** Chewing simulator, Inlay, Monolithic zirconia, 10-MDP

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde eksik dişlerin tedavi edilmesi için zaman içerisinde birçok yöntem geliştirilmiştir. Günümüzde tek diş eksikliği olgularında ilk akla gelen tedavi yöntemi implant destekli sabit protezlerdir. İmplant destekli sabit protezlerin avantajları bu tedavi şeklini oldukça çekici kılsa da, kullanımı her hasta için endike değildir. İmplant tedavisinin uygulanamayacağı durumlarda, yapılacak tedavinin dişsiz alana komşu dişlere minimum zarar vermesi istenmektedir. Geleneksel tam kron preparasyonunda dişin koronal yapısından %63-73 oranında madde uzaklaştırıldığı düşünülmektedir (Edelhoff ve Sorensen 2002). Diş preparasyonu, kullanılacak restoratif materyalden bağımsız olarak pulpa dokusu açısından risk teşkil etmektedir (Bergenholtz ve Nyman 1984). Bu nedenle eksik dişlerin restorasyonunda sağlıklı dişlere müdahale minimal düzeyde tutulmalıdır.

Diş eksikliğini restore etmek için kullanılan farklı sabit protez türlerinin pulpa sağlığına farklı etkileri bulunmaktadır. Yapılan in-vivo çalışmalar inley destekli sabit protezlerin (İDSP) beş yıllık sağkalım süresinin olduğunu göstermiştir (Botelho ve ark. 2006). Bu süre içerisinde pulpa hassasiyetinin oluşmadığı rapor edilmiştir. Anterior bölgede kullanımı güvenilir olan İDS protezler, fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilen materyaller ile posterior bölgede de yaygın hale gelmiştir (Sasse ve ark. 2012). Bu protezlerin kullanımındaki problemleri elimine etmek için çalışmalar devam etmektedir.

İDSP’de yaşanan problemlerin başında kırık-çatlak oluşumu ve desimantasyon yer almaktadır. Destek diş ile protez arasındaki bağlantının güçlendirilmesi ile bu problemlerin minimuma ineceği düşünülmektedir. Diş protez bağlantısının güçlendirilmesinde; tercih edilen yapıştırıcı simanın fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanı sıra protez dizaynı da oldukça önemlidir. Yapıştırma simanlarının kimyasal içerikleri tüm protez materyalleri ile daha güçlü bağlantı oluşturmak için geliştirilmektedir. Daha önce yapılan bazı çalışmalarda, inley destekli sabit protezlerin dizaynında destek diş üzerindeki kroşe benzeri kanat varlığının bağlantıyı güçlendirdiği rapor edilmiştir (Shahin ve ark. 2014; Bishti ve ark. 2019).

Bu çalışmanın başlangıç hipotezi, rezin simanın kimyasal içeriği ve farklı protez dizaynlarının bağlantı dayanımını etkilemeyeceğidir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. İnley Restorasyonlar**

Protetik olarak çeşitli nedenlerle restore edilmesi gereken dişler, dokudaki bozulma oranına bağlı olarak tam kron veya bölümlü kron ile restore edilebilirler. Restore edilecek dişte morfolojik bütünlüğü sağlamak adına, tam kronların preparasyonu sırasında diştten oldukça fazla madde kaldırılır. Tam kronların aksine bölümlü kronların preparasyonunda diştten çok daha az miktarda madde uzaklaştırılır ve sağlıklı dokular korunur (Becker ve ark. 2019).

Bölümlü kronları; inley, onley, pinley, pinledge, 3/4 kron, 4/5 kron ve 7/8 kron olarak sınıflayabiliriz (Grivas ve ark. 2014).

Dişler restore edilirken, oluşan madde kaybı oranı ile dişin ağızda kalma süresi, ters orantılıdır (Vagropoulou ve ark. 2018). Bu nedenle preparasyon sırasında dişlerden olabildiğince az madde kaldırılmalıdır. Restorasyon planlaması yapılırken endikasyon dahilinde inley restorasyonlar tam kronlardan önce düşünülmelidir.

#### **2.1.1. İnley Restorasyonların Genel Özellikleri**

İnley: Dişteki kavitelere ölçü alınarak model elde edilip, model üzerine laboratuvar ortamında üretilen restorasyonlardır. İnley restorasyonlar üretim süreci sonrası kaviteye simante edilirler.

İnleyler restorasyonlar, sağlıklı diş dokusunu korurlar, konservatifirler, kalan diş dokusunu desteklerler, periodonsiyumu korurlar, estetik ve ekonomiktirler (Ritter ve ark. 2017). Bu nedenle dişin ağızda kalma süresini uzatabilirler.

Son yıllarda, inley restorasyonların üretiminde rezin kompozit ve seramik materyaller kullanılmaktadır. Değerli metal alaşımlarından üretilen inleyler ise popülaritesini yitirmektedir.

##### **2.1.1.1. İnley Avantajları**

- Tam veneer restorasyonlara göre daha az invaziv bir tedavi şeklidir.
- Aproksimal kontakt alanına polisaj uygulanabilir.
- Subgingival bölgede polisaj işlemi ideale daha yakın bir şekilde yapılabilir.
- Dolgu maddelerine göre aşınmaya daha dirençli materyaller kullanılabilir.

- Restoratif materyallerden daha estetik materyaller kullanılabilir (Zaimoğlu ve ark. 2004).

#### **2.1.1.2. İnley Dezavantajları**

- Daha hassas çalışma gerektirir.
- Seans sayısı ve süresi uzar.
- Dolgu yapımına göre daha yüksek maliyet gerektirir.
- Yeterli tutuculuk için sağlıklı dokuda preparasyon gerekebilir (Zaimoğlu ve ark. 2004).

#### **2.1.1.3. İnley Endikasyonları**

- Diş dokusunun fazla tahribata uğramayıp diğer dolgu materyallerinin tutuculuk sağlayamayacak olduğu vakalar
- Polisaj ve kondensasyonun yeterli yapılamadığı subgingival kaviteler
- Dolgu materyallerine alerjik reaksiyon gösteren hastalarda
- Ağızda farklı materyallerin varlığında oluşabilecek galvanik akımı elimine etmek için
- Kapanış ve oklüzyon bozukluğu olan hastalarda oklüzyon düzenlenecekse
- İleri derecede abrazyon ve atrizyon varlığında
- Estetik beklentisi yüksek hastalarda (Zaimoğlu ve ark. 2004).

#### **2.1.1.4. İnley Kontrendikasyonları**

- Ölçü için izolasyonun sağlanamadığı vakalar
- Parafonksiyonel alışkanlıklar (Wassell ve ark. 2000)

### **2.1.2. Yapım Tekniklerine göre İnleyler**

#### **2.1.2.1. Metal İnleyler**

İnley üretiminde kullanılan metaller, direkt veya indirekt yöntemle uygulanabilmektedirler. Direkt teknikte bir metal alaşımı olan amalgam kullanılmaktadır. İndirekt teknikte ise geçmişten günümüze korozyona uğramayan altın materyalinin çeşitli alaşımları kullanılmıştır. Döküm altın alaşımları sertlik derecelerine göre 4 tipe ayrılmıştır. Tip I; en yumuşak, Tip IV; en sert alaşımdır. Alaşımların oluşturulmasında istenilen sertlik derecesine göre platin, paladyum, gümüş ve çinko metalleri kullanılabilir (Roulet ve ark. 2001).

### **2.1.2.1.1. Metal İncelemlerin Avantajları**

- Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterir.
- Kırılma göstermeyen dayanıklı restorasyonlardır.
- Polisajlanan yüzeyler uzun süre bozulmadan korunur.
- Biyouyumludur, korozyona karşı dirençlidir.
- Karşıt arktaki dişte minimal aşınmaya neden olur (Hopp ve Land 2013).

### **2.1.2.1.2. Metal İncelemlerin Dezavantajları**

- Seramik ve kompozit inlemler kadar estetik değildir.
- İçeriğindeki değerli metaller nedeniyle maliyetleri yüksektir.
- Teknik çalışma hassasiyeti gerektirir (Hopp ve Land 2013).

### **2.1.2.2. Kompozit Rezin İncelemler**

Estetik özellikleri tatmin edici, uygulaması kolaydır. Polimerizasyonun ağız dışında gerçekleşmesi, büzülmeyi sınırlandırarak yeterli kenar uyumunu ve daha güçlü fiziksel özelliklerin elde edilmesini sağlar (D'Arcangelo ve ark. 2015).

Yapısında çeşitli organik, inorganik bileşikler barındıran kompozit rezinler, kıvam artırıcı ve birleştirici ajanlar ile bu bileşikleri bir arada tutar.

#### **2.1.2.2.1. Kompozit Rezin İncelemlerin Avantajları**

- Estetik bir materyaldir.
- Seramik inlemlere kıyasla daha ekonomik ve pratiktirler.
- Tamir edilebilirler.
- Kompozit rezin inlemlerde görülen polimerizasyon büzülme oranı. restoratif tedavide kullanılan kompozit rezinlerde görülen büzülme oranından daha azdır.
- Artık monomer miktarı ağız içi kompozitlere göre daha azdır.
- Laboratuvarda üretildiğinden restorasyonun hatları, aproksimal yüzeyleri daha doğru oluşturulur (Grivas ve ark. 2014).

#### **2.1.2.2.2. Kompozit Rezin İncelemlerin Dezavantajları**

- Düşük aşınma direnci
- Teknik hassasiyet gerektirmesi

- Kullanım zamanına bağlı su absorpsiyonu ve renk değişimi (Wassell ve ark. 2000).

#### **2.1.2.2.3. Kompozit Rezın İnceleylerin Endikasyonları**

- Ağız hijyeni iyi olan bireyler
- Metal alerjisi varlığında
- Galvanik akım eliminasyonu için
- Daha estetik restorasyon gereksinimi (Wassell ve ark. 2000).

#### **2.1.2.2.4. Kompozit Rezın İnceleylerin Kontrendikasyonları**

- Kötü ağız hijyeni
- Kavite sınırları dişin okluzal kusp noktaları arasındaki mesafenin 2/3'ünden fazla ise
- Kavite izolasyonu sağlanamıyorsa
- Dişin kuspını içine alan kaviteler (Wassell ve ark. 2000).

#### **2.1.2.3. Seramik İnceleyler**

İnceley yapımında materyal olarak kompozit rezin yerine seramikler de kullanılabilmektedir. Fiziksel özellikleri ve estetik görünümünü kompozit rezinlere göre daha tatminkardır. Daha dayanıklı olduklarından geniş okluzal tablası olan posterior dişlerde kullanımı daha güvenilirdir (Abduo ve Sambrook 2018).

##### **2.1.2.3.1. Seramik İnceleylerin Avantajları**

- Preslenmiş porselenden üretildiğinden kompozit inceleylere göre daha dayanıklıdır.
- Estetik olarak başarılıdır.
- Polimerizasyon büzülmesi sadece adesiv simanda görüldüğünden restorasyon üzerindeki stres daha azdır.
- Restorasyon laboratuvarında model üzerinde hazırlandığından konturları daha uygundur.
- Biyo-uyumludur, alerjik reaksiyon göstermez.
- Termal genişleme katsayısı (TGK) dişin TGK ile yakındır.
- Kenar uyumları kompozit inceleylerle göre daha iyi bitirilir. Böylece seramik inceleyler daha sızdırmazdır (Bergman 1999).

#### **2.1.2.3.2. Seramik İnleylerin Dezavantajları**

- Kompozit inlelere göre daha pahalıdır.
- Laboratuvarında üretildiği için daha teknik çalışma gerektirir.
- Simantasyon sonrası ağız içi uyumlamalarda polisaj yapılamaz.
- Provalarda kırık çatlak oluşumuna dikkat edilmelidir.
- Kırık oluşumunda tamiri yoktur (Griggs 2007).

#### **2.1.2.4. Seramik İnlay Endikasyonları**

- Metallerle karşı alerji varlığında
- Kompozit inleyler estetik beklentiyi karşılayamıyorsa
- Endodontik tedavi sonrası yeterli doku olduğunda
- Karşıt dişin oklüzal yüzeyinin seramik olması durumunda benzer sertlikte materyal kullanmak için (Dikbaş ve ark. 2012)

#### **2.1.2.5. Seramik İnleylerin Kontrendikasyonları**

- Antagonistinde kompozit veya amalgam restorasyon varsa,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlık varlığında,
- Yeterli diş dokusu yoksa,
- Kötü ağız hijyeni olan hastalarda (Dikbaş ve ark. 2012)

#### **2.1.3. İnley Preparasyonu**

Yapılan çalışmalarda inley preparasyonu için bir kesinlik yoktur. Kullanılacak materyale göre üretici talimatları takip edilmelidir. Kavite restorasyonda yeterli kalınlık sağlayacak ve kırıklara engel olacak şekilde hazırlanmalıdır (Hopp ve Land 2013). Kavite derinliğinin; seramik inleylerde santral fossa bölgesinde 2 mm'den az olmaması, kompozit inleyler için ise bu derinliğin en az 1.5 mm olması tavsiye edilmektedir (Bergman 1999; Hopp ve Land 2013). Aksiyal duvarlar paralel ve kavite tabanına doğru birbirine yaklaşan tarzda olmalıdır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Undercut varlığı restorasyonun uyumuna engel olacağından, preparasyonda undercuttan kesinlikle kaçınılmalıdır. İnternal açılarının yuvarlatılması simantasyonu kolaylaştırır ve morfolojik bütünlük için önemlidir. Tüm marjinler dik açı ile bitmelidir. Tercih edilen basamak tipi shoulder olmalıdır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

#### 2.1.4. İnley Restorasyonlar için Ölçü

İnley restorasyonlar için belirlenmiş özel bir ölçü tekniği yoktur. Konvansiyonel olarak alınabileceği gibi optik okuyucular ile dijital ortama aktarılan ölçü teknikleri de kullanılabilir.

Konvansiyonel olarak alınan ölçülerde tek aşama-çift karıştırma tekniği de çift aşama tekniği de uygulanabilir. Ancak ölçü alma işlemi hassasiyetle gerçekleştirilmelidir. Alınacak ölçünün doğruluğu için ölçü materyali;

- Tiraj yapmamalı
- Boyutsal stabilitesi yeterli olmalı
- Biyouyumlu olmalı
- Dehidratasyon süresi yeterli olmalı
- Ağız içi aktive süresi hastayı rahatsız edecek kadar uzun olmamalıdır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

#### 2.1.5. İnley Köprüler

İnley tutuculu sabit dental protezler (İTSDP) tek diş eksikliği durumunda uygulanabilecek minimal invaziv seçeneklerdir. İTSDP, konvansiyonel sabit protezlerden daha konservatif olmasının yanında implant uygulamasında karşılaşılabilecek komplikasyonlar düşünüldüğünde daha güvenilirdir. (Rathmann ve ark. 2017).

Döküm metal inleyler yaklaşık 90 yıldır geniş çürüklerin restorasyonunda kullanılmaktadır. Metal olarak korozyona uğramayan altın ve alaşımları tercih edilmektedir. Saf altının kullanımı, düşük mekanik dayanıklılığı sebebiyle küçük kavitelere uygulanan direkt dolgularla sınırlıdır. Konservatif diş hekimliğinde en yaygın kullanılan teknik altın içeren soy metal alaşımları kullanılarak hazırlanan döküm inley ve onleylerin kavitelere simante edilmesidir (Roulet ve ark. 2001).

Günümüzde metal içermeyen İTSDP ilk tercih olmasına rağmen, silikat içerikli seramik ya da cam fiber destekli kompozitlerin kırılma özelliği özellikle posterior bölgede tartışma konusudur. Laboratuvar testlerinin, yitriya ile stabil hale getirilen zirkonyum (YTZP) için olumlu sonuçlar vermesi İTSDP'in üretimi için yeni bir seçenek sunmuştur (Kiliçarslan ve ark. 2004). Zirkonyumun kullanıma sunulması ile tek molar eksikliği vakalarında daha dayanıklı İTSDP üretilmeye başlanmıştır

(Ohlmann ve ark. 2005). Yapılan testler zirkonyumun klinik ve laboratuvar uygulamalarının diğer üretim materyallerine göre daha iyi olduğunu göstermiştir (Monaco ve ark. 2012).

İTSDP bruksizim gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda tercih edilmemelidir. Yüksek miktarda çiğneme basıncının protezde kırığa neden olabileceği veya proteze düzenli gelen yükün desimantasyona neden olabileceği rapor edilmiştir (Sad Chaar ve Kern 2015).

İnley destekli sabit dental protezlerin kullanım süresini uzatmak için, eksik olan diş için yapılan protetik dizayna gelecek kuvvetlerin minimize edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla;

- Okluzal tablanın olabildiğince dar dizayn edilmesi,
- Kusp yüksekliğinin kısa,
- Alt çene için bukkal kuspların lingual eğim açılarının lingual kuspların bukkal eğim açılarının, üst çene için palatinal kuspların bukkal eğim açılarının bukkal kuspların palatinal eğim açılarının küçük olması,
- Konnektörün yeterli kalınlıkta olup kuvveti dağıtabilmesi gerekmektedir (Shahin ve ark. 2014).

### **2.1.6. Seramik İnley Yapım Teknikleri**

Teknolojinin ilerlemesi ile geliştirilen dental materyaller posterior bölgede inleylerin başarı ile kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Seramik inley üretiminde konvansiyonel porselen yerine zirkonyum ve kristalin fazı güçlendirilmiş porselenler kullanılması önerilmektedir (Hopp ve Land 2013).

İnley yapımında kullanılan seramikler konvansiyonel fırınlama tekniği ve döküm tekniği ile üretilebilirler. Ancak günümüzde çok tercih edilen yöntemler değildir (Dikbaş ve ark. 2012).

Seramik inley üretim tekniklerinden biri de ısı ve basınç ile üretim uygulamasıdır. Isı ve basınç yöntemi günümüzde halen kullanılan yöntemlerdendir. Kor yapısı lityum disilikat içeren seramiklerin son formu cam seramik florapatit porselenin tabakalanması ile verilir. Oldukça estetik bir görünüme sahip inleylerin üretildiği bu tekniğe örnek olarak IPS Empress E-max verilebilir (Hopp ve Land 2013).

Günümüzde en sık kullanılan teknik; bilgisayar destekli dizayn ve üretim sağlayan CAD/CAM sistemleridir (Merril ve ark. 2020). Bilgisayarda dizayn edilen restorasyonlar, seramik blok veya ingotlardan frezelenerek üretilir.

## **2.2. CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)**

Bilgisayar yardımı ile tasarım yapma ve bu tasarımın üretilmesi anlamına gelen bu sistemin kullanılması birçok işi kolaylaştırmıştır. CAD/CAM sistemi bir nesnenin görüntülerini dijital ortama aktarabilir, bu nesnenin kopyasını üretebilir ya da nesne için başka tasarımlar yapmamıza olanak sağlayabilir. Bir nesne olmaksızın yapılan tasarımı üretebilir (Miyazaki ve Hotta 2011).

Zaman içerisinde bilgisayarların gelişmesi ile CAD/CAM teknolojisi de yenilenerek daha farklı alanlarda kullanılmaya başlamıştır. İlk kullanımı çok daha eski olsa da dental amaçla tarayıcılar ile intraoral yapının dijital olarak görüntülenebilmesi Bruce Altschuler tarafından 1977’de sağlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğine restoratif amaçla girişi ise 1980’lerde gerçekleşmiştir. 1984’de Francois Duret, kendi ismini verdiği sistemi geliştirmiş ve tek üye restorasyonlar elde etmiştir. Ticari amaçla ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistemle Mörmann ile Brandestini 1988’de ortaya koymuşlardır (Liu ve Essig 2008). Günümüze kadar gelişerek gelen bu sistemde, hatalar gün geçtikçe azaltılmış ve son olarak uyumlama gerek kalmaksızın simante edilebilecek restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır.

CAD/CAM sistemleri, birbiri ile uyum içinde çalışan sistemlerden oluşur. Sistemler, bilgisayar kontrolündeki freze makinesinin, bütün haldeki metal, kompozit ya da seramik blokları freze etmesi ile sabit protez için altyapı, tek üyeli restorasyonlar ve köprü üretmesi ile çalışmaktadır. Birçok sistemin bir araya gelmesi ile oluşan bu kompleks yapı oldukça hassas çalışma prensiplerine sahiptir (Heffernan ve ark. 2002). Sistemlerin birbiri ile olan uyumu, doğru üretim için çok önemlidir.

Dental CAD/CAM sistemlerin kullanımları son 20 yılda giderek artmıştır. Geçmişten bugüne Duret, Cercon, Celay, Procera, Cerec, Cicero ve Lava gibi bir önceki sistemdeki sıkıntıları çözen çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (Griggs 2007). CAD/CAM teknolojisinin giderek iyileşmesi ise günümüzde bu sistemleri oldukça popüler hale getirmiştir. Bu sistemlerle birlikte dental seramiklerin de kullanımı artmıştır (Sampaio ve ark. 2019) Dental seramiklerin

kullanımındaki artış içeriklerinin değişmesine ve geliştirilmesine de olanak sağlamıştır (Denissen ve ark. 2000). Geçmişte olduğu gibi gelecekte de seramiklerin kullanım amaçlarına göre geliştirilmeye devam edileceği tahmin edilmektedir.

### **2.2.1. Dental CAD/CAM Sistem Birimleri**

- Veri Toplama (Tarama)
- Prepare diş yüzeyinden (intraoral)
- Ölçü yüzeyinden (ekstraoral)
- Model (ekstraoral)

#### **2.2.1.1. CAD (Computer Aided Design)**

- Tarayıcı sistemleri bu birimdedir.
- Veriler toplanır, değerlendirilir.
- Toplanan veriler ile sanal model oluşturulur.
- Oluşturan model üzerinde restorasyon dizaynı yapılır (Palin ve Burke 2005).

#### **2.2.1.2. CAM (Computer Aided Manufacturing)**

- Subtractive üretim (eksiltme yöntemi)
- Aditif üretim (ekleme yöntemi)

#### **2.2.1.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

Diş hekimliğinde hekim ve hasta, tedavi seans sayılarının ve seans süresinin olabildiğince kısa olmasını ister. Bu doğrultuda CAD/CAM sistemlerinin kullanımı fayda sağlamaktadır. Tedavi sırasında alınan ölçülerin dijital ortama taşınması, konvansiyonel teknikler yerine daha modern uygulamalar ile seans sayısını azaltmıştır (Palin ve Burke 2005). CAD/CAM ile modelaj, revetmana alma, mum atımı ve döküm ya da presleme gibi tekniklere gerek kalmadığından protezler daha hızlı üretilmektedir.

CAD/CAM ile yapılan restorasyon üretimi, konvansiyonel yöntemden çok daha hassastır. Konvansiyonel yöntemde birçok aşama olduğundan oluşabilecek komplikasyonlar daha fazladır (Papaspyridakos ve ark. 2020). İşlem sayısının düşmesi yapılacak hata olasılığını da düşürecektir. İşlem sayısının azaltılması çapraz kontaminasyon riskini de azaltacaktır.

Ağız içi tarayıcılar CAD/CAM sistemlerinde, ölçü almadan restorasyon üretimine olanak sağlar. İntraoral tarayıcılar ile ölçü alma yöntemi konvansiyonel yöntemden daha uzun sürmesine rağmen, hastalar tarafından daha çok tercih edilmektedir (Sivaramakrishnan ve ark. 2020). Bulantı refleksi, ölçü almaya engel olacak kadar çok olan hastalarda, intraoral tarayıcıların kullanımı hekime kolaylık sağlamaktadır. CAD/CAM sistemler hekim ve hastalar için zamandan kazanım sağladığı kadar klinik personel ve dental teknisyenler için de sağlar. Restorasyon prosedüründe yapılacak işlem sayısı azalır (Feuerstein 2004). Prosedürün azalması yapılacak başka restorasyonlar için zaman kazandırır.

CAD/CAM sistemlerde restorasyon verileri kayıt edilip arşivlenebilir. Aynı hastanın aynı dişi için veriler tekrarlanabilir. Adli tıp alanında kimlik belirlemede büyük kolaylık sağlar.

#### **2.2.1.4. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları**

Bu sistemlerin en büyük dezavantajı maliyetidir. Kompleks bir sistem olan CAD/CAM sistemi, konvansiyonel üretim için gereken araç gereçlerden çok daha pahalıdır. CAD/CAM sistemlerinde üretilen seramikler de konvansiyonel metal destekli porselen restorasyonlardan daha maliyetlidir (Christensen 2001).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon üretiminde problem yaşanmaması için cihazın temizliği ve periyodik bakımları hassasiyetle gerçekleştirilmelidir. Üretim için gerekli kalibrasyonları vaktinde yapılmalıdır. Kalibrasyonu bozulmuş üniteler alınan ölçüye uygun restorasyonlar veremeyecektir.

Monokromatik bloklar estetik beklentiyi karşılamayabilir böyle durumlarda ekstra boyama gerekebilir. Seans süresini uzatan bu sorun için multi kromatik bloklar üretilse de her hasta için estetik beklenti tam anlamıyla karşılanamamaktadır (Wu ve ark. 2021).

İzole edilemeyen tükürük, kan vb. sıvılar ağız içi ortamın dijital platforma taşınmasına engel olur. Derin subgingival marjinli restorasyon üretimini dijital ortama aktarırken problem yaşanabilmektedir (Christensen 2001). CAD/CAM sistemlerinin yeterli düzeyde restorasyon üretebilmesi için ağız içi ortamın dijital ortama çok iyi transfer edilmesi gerekmektedir.

Konvansiyel yönteme kıyasla bu sistemlerde üretilen restorasyonlar için daha hassas preparasyon gerekmektedir. Preparasyonda yapılan basit hatalar restorasyonun diş ile uyumunu bozabilmektedir.

#### **2.2.1.5. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Başarısını Etkileyen Faktörler**

CAD/CAM sistemlerinde üretilen restorasyonlarda hekim ve teknisyenin bilgi ve tecrübesi şüphesiz başarılı etkilemektedir. Personelin dışında, çalışan ünitelerin doğru çalıştığından da emin olunmalıdır.

İntraoral tarayıcı ya da ölçü tarayıcısının netliği, yapılacak restorasyon başarısında çok önemli bir rol oynar. Yazılım programı, dizayn algoritması ve milling ünitesinin sınırları başarılı etkileyen faktörlerdendir (Negm ve ark. 2019). Bilgisayar yazılımı ile, restorasyonun finalindeki sinterleme esnasında oluşacak büzülme doğru hesaplanmalıdır (Palin ve Burke 2005). Sistemdeki araçlardan bir veya birkaçının iyi çalışmaması, final restorasyonunu yapılan preparasyona göre uyumsuz olarak üretilmesini sağlar.

#### **2.2.2. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları**

- Inley ve onley restorasyonlar
- Laminate restorasyonlar
- Bölümlü ve tam kronlar
- Hareketli protezlerin iskelet yapıları
- Köprü sistemleri
- İmplant destekli protezlerde; dayanak, hibrit protez ve kron-köprü alt yapı tasarımı ve retimi
- Maksillofasiyal protezler (Griggs 2007)

#### **2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller**

CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler materyaller kullanılmaktadır (Raigrodski 2004; Fasbinder ve ark. 2005; Strub ve ark. 2006).

CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler genel olarak ř şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Silikat seramikler
  - Lsit ile güçlendirilmiş cam seramikler

- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Oksit seramikler
  - Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ )
  - Zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ )
- Rezin Matriks Seramikler (RMC)
  - Rezin bazlı seramikler
  - Hibrit seramikler (Skorulska ve ark. 2021)

### **2.2.3.1. Silikat Seramikler**

Silikat seramikler cam faz içeren inorganik seramiklerdir. Örnek olarak, Vitablocs TriLuxe ve Ivoclar Vivadent tarafından üretilen IPS Empress CAD verilebilir. Silikat seramiklerin optik özellikleri diğer seramikler ile arasındaki en belirgin farktır. Yüksek yarı saydamlık ve doğal görünüm gibi uygun optik özelliklerle karakterize edilebilir. İçeriğindeki cam fazı kırılma gücü artırarak kırılma direncinin zayıflamasına yol açar (Blatz ve ark. 2019). Silikat seramikler için hidroflorik (HF) asitle pürüzlendirme mikromekanik tutulumu geliştirerek güçlü bağlantı sağlar (Kurtulmuş ve ark. 2019). Lityum disilikat seramikler için HF ile pürüzlendirme hala altın standart olarak kabul edilmektedir (Klosa ve ark. 2013).

#### **2.2.3.1.1. Lössit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Birçok aşamadan geçerek üretilen 2-3  $\mu m$  çapındaki lösit içerikleri cam matrikste kontrollü olarak kristalize edilir. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler; onley, inley, laminate veneer ve anterior kron restorasyonlarının yapımında kullanılabilir. Optik özelliklerinin iyi olması nedeniyle tercih edilen lösit ile güçlendirilmiş seramiklere; Ivoclar firmasının IPS Empress CAD ve 3M ESPE firmasının Paradigm<sup>TM</sup> C ürünleri örnek gösterilebilir (LeSage 2020).

#### **2.2.3.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Bu seramiklere örnek olarak IPS e. Max CAD bloklar verilebilir. Bu bloklar teknolojinin gelişmesi ile birlikte dental uygulamalara dahil edilmiştir. İçeriğinin %40'ı lityum metasilikat kristallerinden oluşur. Bloklar içeriğinden dolayı mavi bir görünüme sahiptir. Bu haldeki blokların freze edilmesi ve uyumlanması kolaydır (Hasanzade ve ark. 2019).

Lityum disilikat seramikleri optik özelliklerine göre high translüsens (HT), low translüsens (LT) ve medium opasite (MO) olmak üzere 3 gruba ayrılabilir. HT grubu yüksek translüsensi özelliğiyle bukalemun etkisi vermektedir. İnley, onley ve laminate restorasyonlarda kullanılabilir. LT grubu tam veneer kuron restorasyonları da daha az estetik beklentiye hitap etmektedir. MO grubu ise renklenmiş dişler için tabakalama tekniği ile kullanılabilirler (Fasbinder ve ark. 2010).

### **2.2.3.2. Oksit Seramikler**

Bu seramik sistemi sinterlenmiş oksit altyapıya erimiş cam partiküllerinin infiltre edilmesinden dolayı In-Ceram seramik sistemi olarak da adlandırılmaktadır. In-Ceram sisteminin temsilcileri In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconiadır (Vita, D-Bad Sackingen).

#### **2.2.3.2.1. Alüminyum Oksit Seramikler**

Bu seramiklerin kırılma direnci 400-600 MPa, elastik modülü 380 Gpa' dır. 70% alüminyum oksit ve %30 lanthanum cam yapıdan oluşur. Klasik teknikte çatlağın, ilerleyebilmek için kristaller arası daha uzun bir yol izlemesi gerekirken, cam infiltrasyonu ile oluşan birbirlerine kenetlenmiş üç boyutlu yapıda, daha güçlü olan kristal yapı arasında çatlağın ilerleyebileceği bir yol bulunmamaktadır (Conrad ve ark. 2007).

#### **2.2.3.2.2. Zirkonyum Oksit Seramikler**

Modern diş hekimliği uygulamalarından biri olan CAD/CAM teknolojisinin sürekli gelişmesi ile zirkonyum diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir materyal haline gelmiştir (Solá-Ruiz ve ark. 2020). CAD/CAM ile iki farklı Y-TZP üretimi mevcuttur (Guess ve ark. 2012). İlki; kısmen sinterize edilmiş blokların frezeleme ile üretildikten sonra yüksek ısıda tam sinterize hale getirilmesi, diğeri ise tam sinterize blokların freze ünitesi tarafından üretilmesidir. Tam sinterlenmiş blokların çok sert olmaları CAD/CAM'in freze ünitesini oldukça zorlamaktadır. Kısmi sinterize zirkonya bloklardan üretim yapan CAD/CAM sistemlerine CERCON, CEREC, LAVA™ ve Procera ticari firmaları örnek olarak gösterilebilir (Beuer ve ark. 2009).

Y-TZP seramikleri, tek kron ve üç-dört üyeli sabit protezlerinin üretiminde kullanılabilir. Yetersiz okluzal mesafe, derin kapanış vakaları, kantilever protez

tasarımları ve bruksizm vb. alışkanlıklara sahip bireylerde uygulanması kontrendikedir (Hajhamid ve De Souza 2020).

Monolitik zirkonya seramikler, genellikle çiğneme kuvvetinin yüksek, estetik beklentinin az olduğu arka grup dişlerde kullanılmaktadır (Freire ve ark. 2020). Bu seramiklerin, içeriğindeki alümina %0,1'e kadar indirilerek kırılma dayanımını yükseltmiştir (1000-1500 MPa) (D'Addazio ve ark. 2020).

Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının yükseltilmesi ile parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde de kullanılabilceği fikrini savunan yazarlar olmuştur (Yanover ve ark. 2020). Estetik beklentileri karşılamaması nedeniyle ön bölgede neredeyse tercih edilmeyen monolitik zirkonya, arka grup dişlerin çok üyeli sabit restorasyonlarda kullanımı sık sık tercih edilmemektedir.

### **2.2.3.3. Rezin Matriks Seramikler**

Rezin matriks sistemler geliştirilmekte olan bir materyal olsa da, silika bazlı seramiklerle karşılaştırıldığında, daha yüksek kırılma dayanımına ve daha iyi esneklik modülüne sahiptir (Blatz ve ark. 2019). Bu sistemler doğal dişe benzeyen estetik özelliklere sahiptir.

#### **2.2.3.3.1. Rezin Bazlı Seramikler**

Rezin bazlı seramikler içerik olarak en az %80 nano boyutlu seramik dolgu partikülleri içerir. Yapılan çalışmalar, resin bazlı seramiklerin 230 MPa' ya kadar eğilme dayanımı ve nispeten düşük Young modülü gösterdiğini bildirmektedir (Spitznagel ve ark. 2018). Üretilen resin bazlı seramikler cam seramik sistemlerden daha az kırılman ve çatlamaya daha dirençlidir (Blatz ve ark. 2019).

#### **2.2.3.3.2. Hibrit Seramikler**

Tam seramik ve kompozit materyallerinin pozitif özelliklerini bir araya getirmek için üretilen hibrit seramikler, ilk olarak ticari adı Vita Zahnfabrik olan firma tarafından Vita Enamic olarak piyasaya sürülmüştür (Santos ve ark. 2018).

Hibrit seramik; sinterlenmiş matriks içerisindeki hücrelere infiltre edilen polimerden oluşmaktadır. Materyaldeki inorganik seramik kütle oranı %86 iken, organik polimer oranı %14'dür (Nguyen ve ark. 2014). Bu sistem için özel sinterleme ve cilalama sistemleri üretilmiştir. Hibrit seramik bloklar; tam kuron, onley, inley ve parsiyel kuron protezlerinin yapımında kullanılabilir.

## 2.3. Zirkonya

### 2.3.1. Zirkonya Genel Yapısı

Zirkonyum (Zr), kimyasal bir elementtir. Zirkonyumun kelime kökeni, zargon kelimesinden gelmektedir. “Zargon” kelimesi, Pers dilinde “Zar” ve “Gun” kelimelerinden oluşmuştur. Persçe’de zar altın, gun ise renk anlamına gelmektedir. Atom kütlesi 91.22, atom numarası 40’dır. Periyodik tabloda D grubunda bulunan zirkonyum, bir geçiş elementidir. Ergime noktası 1852 °C, Yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>, kaynama noktası 3580 °C’dir. Doğada serbest metal olarak bulunmaz. Oda koşullarında beyaz renkli tebeşirimsi bir materyaldir. Hekzagonal kristal formdaki zirkonyum, aşınmaya, sıcaklığa ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyum bileşikleri; zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksittir (ZrO<sub>2</sub>). ZrO<sub>2</sub> diğer adları zirkonyum dioksit, zirkonya ve baddeleyit’tir. Baddeleyit terimi, zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley’in isminden gelmektedir. Zirkonyum bileşikleri, 1/50 oranında hafniyum (Hf) içerir. Zirkonyumun üzeri, oksit tabaka ile çevrilidir. Bu tabaka, normalde aktif olan zirkonyumu havaya ve aside karşı inaktif yapar. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek flor bileşenleri oluşturabilir. Alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyanın gren boyutu <0,5-0,6 µm’dir (Ardlin 2002). Kristal yapısı uzayda üç farklı fazda bulunur; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Zirkonya üretim ısısı bulunduğu fazı belirler. 1170 °C’ye kadar monoklinik faz, 1170-2370°C’ arası tetragonal faz, bu sıcaklığın üzerinde ise kübik faza (2680°C) dönüşür.

### 2.3.2. Kimyasal Özellikler

Kimyasal sembolü Zr olan zirkonyumun atom numarası 40 dır. Zirkonyum, zirkonat (ZrO<sub>3</sub>), zirkonil tuzu (ZrO<sup>+2</sup>) ve en çok kullanılan form olan zirkonyum oksit (ZrO<sub>2</sub>) gibi doğada oksijenli bileşikler halinde bulunur.

Zirkonyumun atomik yapısı normal bir metale benzer (Soult ve ark. 2019). Zirkonyum elektron dizilişinde iki adet tamamlanmamış 4d elektrona sahiptir. Kimyasal yapı olarak hafnium ve titanyuma çok benzese de aralarında ki fark atom yapısından kaynaklanmaktadır (Filatov ve ark. 2018).

Zirkonyum reaktif bir metaldir. Hava ve solüsyonla temasında hızlıca oksit tabaka oluşur. Oluşturduğu oksit tabaka, kimyasal yapısını daha çok güçlendirerek korozyona karşı daha dayanıklı bir bileşik ortaya çıkar.

### **2.3.3. Fiziksel Özellikler**

Zirkonyum oldukça kuvvetli bir metal olsa da 200°C'de 8.3X10<sup>4</sup> MPa elastik modülü küçüktür. Asitlere karşı çok dayanıklı olan zirkonyum, 130°C'de, %37 lik hidroklorik asidin korozyonunda dahi bozulmaz (Nam ve Park 2019).

### **2.3.4. Diş Hekimliğinde Zirkonyum**

Zirkonyum fiziksel ve kimyasal özelliklerinin yeterli olması nedeniyle diş hekimliğinde birçok alanda kullanılmaktadır. Zirkonyum, protetik olarak;

- Tam seramik restorasyonlarda
- Post kor materyali olarak ve kron köprü restorasyonlarında alt yapıyı kuvvetlendirmek için
- İmplantolojide implant parçası olarak,
- Ortodontik braket yapımında
- Kompozit yapısının içine farklı oranlarda katılarak kompozit materyalini güçlendirmek için kullanılabilir.

#### **2.3.4.1. Sabit Protetik Restorasyon Yapımında Zirkonyum**

Sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla metal destekli seramikler tercih edilmektedir. Metal alaşım dayanıklı bir altyapı sağlarken, seramikler estetik beklentiyi karşılamaktadır. Metal alaşım opak yapısı ile uyumlandığı dişin rengini yansıtmaz. Seramikler ise altyapıdan gelen metalik rengi maskelemek üzere geliştirilmişlerdir (Sen ve Us 2018).

Tüm restorasyonlarda olduğu gibi metal destekli seramik restorasyonlar da biyouyumlu, estetik ve dayanıklı olmalıdır. Yüzey işlemleri optimum olan seramikler plak birikimi, estetik ve biyouyumluluk noktalarında yeterli olsalar da yapısal olarak kırılgandır. Klinik olarak metal-seramik restorasyonlar kadar başarılı olmasa da seramikler geliştirilmeye devam etmektedir (Att W ve ark. 2006).

Zirkonyum, sabit protetik restorasyonlarda iki farklı sistem ile kullanılırlar. İlki metal-seramik restorasyonlarda olduğu gibi zirkonyum altyapılı porselen restorasyonlardır.

Amaç, ışığı metal alaşımlardan daha çok geçiren zirkonyum kullanılarak estetik görünümü geliştirmektir. Diğer kullanım şekli ise zirkonyumun monolitik olarak, üst yapı seramiğine gerek olmadan bitirilmesidir. Posterior bölgede, zirkonyumun yüksek kırılma direncinden yararlanılarak metal-seramik restorasyonlar kadar dayanıklı ve daha estetik protezler üretmek amaçlanmıştır (Lee ve ark. 2008).

Kimyasal yapı olarak bir metal olan zirkonyumun kırılma direnci, çiğneme basıncına dayanabilmektedir (Sen ve Us 2018). Monolitik olarak üretilen ve sinterlenmiş zirkonyumun bükülme dayanımı 1000 Mpa' dır (Ma ve ark. 2013). Zirkonyum destekli porselen restorasyonların başarısını sadece zirkonyumun kırılma ve bükülme direnci belirlememektedir. Zirkonyum altyapının üzerindeki porselenin marjinal ve okluzaldeki kırılma direnci, bütün olarak restorasyonun dayanıklılığını etkilemektedir (Heffernan ve ark. 2002).

Başarısızlıkların temel nedeni olarak sement ve diş dokusu arasında başlayan radikal çatlaklar gösterilebilir. Radikal çatlakların ve marjinal ilişkinin bozulma nedeni olarak zirkonyumun yetersiz materyal kalınlığı gösterilmektedir. Zirkonyum destekli seramik restorasyonların klinik başarısı için, kalınlığın tüm bölgelerde eşit ve 2 mm olması gerekmektedir (Lawn ve ark. 2001). Tüm restorasyonların kabul edilebilir marjinal açıklığı maksimum 100 µm'dir (Vigolo ve Fonzi 2008). Başarılı zirkonyum restorasyonlar için üretiminde CAD/CAM kullanımı, restorasyon ile diş arasındaki internal uyumu, basamaktaki marjinal uyumu ve okluzalde antagonist dişle external uyumu artırmaktadır (Memarian ve ark. 2017). CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile, zirkonyumun, anterior ve posterior bölgede, altyapı ve monolitik olarak, tam veneer ya da inley-onley olarak kullanımına olanak sağlamaktadır.

### **2.3.5. Yüzey Pürüzlendirilmesi**

#### **2.3.5.1. Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri**

##### **2.3.5.1.1. Mekanik Pürüzlendirme Yöntemleri**

###### **2.3.5.1.1.1. Frezle Pürüzlendirme**

Siyah ve yeşil bantlı frezlerle arasında bağlantı sağlanacak yüzeylerin pürüzlendirilme işlemidir (Wolf ve ark.1992). Pürüzlülük sağlayan partiküllerin büyüklüğü 150 µm -200 µm arasında değişmektedir (Thurmond ve ark. 1994). Bu yöntem son zamanlarda fazla kullanılmamaktadır nedeni ise frezleme işleminin

hassas yüzeylerde çatlak oluşturmazdır. Mevcut çatlakların da frezleme işleminden sonra ilerlediği tespit edilmiştir (Kohal ve ark. 2004).

#### **2.3.5.1.1.2. Air Abrazyon (Kumlama)**

Dental işlemlerde kumlama işlemi hem yüzeyleri temizlemek için hem de yüzey alanını artırmak için yapılmaktadır. Islanabilirlik kumlama ile artar. Ancak bu işlemin çok dikkatli yapılması gerekmektedir. Kumlama işlemi sırasında materyal aşınır. Fazla aşındırma uyumu bozabilir.

Kumlama işlemi, kumun çekirdek büyüklüğüne, metal yüzeyine, kumlama mesafesine göre yüzeyde farklı düzensizlikler oluşturur. Ayrıca kumlama işlemi kırık porselen tamir işlemlerinde en sık kullanılan pürüzlendirme yöntemidir.

##### **2.3.5.1.1.2.1. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Partikülleri ile Kumlama**

Yüzeyi arttırmak amacı ile Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yapılarak yüzeyi pürüzlendirmek etkili bir yöntemdir. Bu yüzey hazırlığı rezinlerin yüzeyi daha etkili olarak ıslatmasına olanak tanır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik retansiyon geliştirir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle 50 µm partiküller kullanılarak sağlanır (Nakamura ve ark. 2004).

Hava abrazyonu, metal ile rezin arasındaki retansiyonu, metal yüzeyinden oksitleri veya yağlı maddeleri temizleyerek ve metal-rezin arasında kimyasal ve mekanik bağlantıyı arttırıp çok ince pürüzler yaratarak düzeltir (Blatz ve ark. 2003). Böylece etkin bir şekilde rezin tarafından ıslatılabilmeye ve daha güçlü bağlantıya ve imkân verir (Piwowarczyk ve ark. 2004; Wolfart ve ark. 2007).

Dayanıklılık testleri, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlamasını takiben hidroflorik asit kullanımının en dayanıklı bağlantı olduğunu göstermiştir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kullanımı, kostik ve potansiyel olarak zararlı asit ajanları kullanımını elimine eder (Blixt ve ark. 2000). Air abrazyon ve hidroflorik asit kombine kullanılmasıyla maksimum bağlanma sağlar. Sadece HF asit kullanımı daha pratik olsada zirkonya yüzeyinde yeterli pürüzlendirme yapamaz.

##### **2.3.5.1.1.2.2. Silisyum Oksit Partikülleri ile Kumlama**

Tribokimyasal kaplama ile porselen ve alaşım yüzeyine rezin adezyonu kuvvetlendirilir. Silisyum oksit partikülleri silisilik asitle modifiye edilmiş mineral parçacıklarından oluşur. Partiküller yüzeye yüksek enerjiyle atılır. Yüksek ısı,

abraziv parçacıkların etkilerinin metal yüzeyinde 15 µm derinliğe ulaşmasını sağlar. Sonuçta, metal veya porselen yüzeyinde mikromekanik ve kimyasal adezyonu sağlayacak, küçük silika parçacıklarından bir tabaka oluşur.

İyi bir sonuç elde etmek için kumlama aletini restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan tutmak gerekmektedir. Boyuta bağlı olarak 10-15 saniye uygulamanın başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Silika kaplama, porselen yüzeyini pürüzlendirerek porselenin ıslanabilirliğini artırır ve mekanik retansiyon sağlar. Bunun dışında porselenin silika içeriğini artırır, böylece silan bağlayıcı ajanın reaksiyona girebileceği çok sayıda yapı açığa çıkmış olduğu ve porselen-kompozit arasında kovalent bağ oluşturulmasına katkıda bulunduğu bildirilmiştir.

Silika kaplama ile silanizasyon, 110 µm büyüğünde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile bağ gücü açısından kıyaslandığında, silika kaplama ile silanizasyon 3 kat daha dayanıklı bulunmuştur (Blatz ve ark. 2018). Tribokimyasal silika kaplama ve 10-metakiloksidesil dihidrojenfosfat (10-MDP) içeren bonding ajanı karışımı kullanımı, zirkonyum oksit seramik ve rezin ajanı arasındaki makaslama bağ kuvvetini arttırmıştır (Kim ve Ahn 2021).

#### **2.3.5.1.2. Asitle Pürüzlendirme**

Rezinin porselene bağlanmasında kullanılan topikal asit uygulamaları oldukça popülerdir. Bu sistemin en büyük avantajı tek seansta uygulanmasının çok kolay olmasıdır. Ayrıca karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirmeksizin hata durumunda restorasyonun tekrar asitlenebilmesine olanak verir (Olsen ve ark. 1997; Bishara ve ark. 2000).

##### **2.3.5.1.2.1. Hidroflorik Asit**

Porselen yüzeyinin asitlenmesi için en çok tercih edilen ajandır. %2,5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dakikadan 3 dakikaya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezinin bağlanmasını kuvvetlendirir. Hidroflorik asit aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır. Hidroflorik asidin etkisinde seramik materyallerinin alumina içeriği önemli rol oynar (Surmond ve ark. 1992).

Seramik yüzeylerini silikon bağlayıcı ajan kullanmadan asitlemek, ince elmas frezlerle yüzeyin pürüzlendirilmesinden daha dayanıklı bağlantı kuvveti sağlamaz.

Fosforik asit ile karşılaştırıldığında hidroflorik asit mekanik retansiyonda daha etkili olduğu için tavsiye edilir. Kimyasal retansiyon için de hidroflorik asitten sonra silan bağlayıcı ajanların kullanımı iyi sonuçlar vermiştir.

Yeni kimyasal asitleme sistemleri, yeterli retansiyonu arttırdığı halde metalde derin olmayan asit paterni oluşturmuştur. Optimal bağlantı başarılrsa bile hidroflorik asidin ağız içi kullanımında dikkatli olunmalıdır (Thurmond ve ark. 1994). Örneğin sabit protezlerde servikal kırık onarımında pratisyenler dikkatli olmaları konusunda uyarılmalıdırlar. Hidroflorik asidin tehlikeli, zararlı, iritan bileşik ve zehirli ajan olarak kategorize edilmesine rağmen klinik aşamalarda ağız içi seramik onarımı için hidroflorik aside gerek duyulmaktadır. Asit konsantrasyonu ve uygulama süresi buna etki eden önemli faktörlerdir.

#### **2.3.5.1.2.2. Fosforik Asit**

Porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranlarındaki fosforik asitten faydalanılır. Hidroflorik aside göre daha az güçlü bir asittir. Porselen yüzeyini asitlemek için değil, porselenin temizlenmesi için önerilir (Thurmond ve ark. 1994).

#### **2.3.5.1.2.3. Asidüle Fosfat Florür**

Porselen yüzeyinin etkili ve güvenli asitlenmesinde %1,23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Hidroflorik asitin yarattığı poröz, amorf yapının tersine asidüle fosfat florür, porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir alan yaratır. Fakat taramalı elektron mikroskobu araştırmaları, asidüle fosfat florür jel ile asitlemenin yeterli olmayabileceğini göstermiştir (Thurmond ve ark. 1994).

#### **2.3.5.1.3. Kimyasal Yüzey Pürüzleştirme İşlemleri**

##### **2.3.5.1.3.1. Silanlar**

Silanlar, organik ve inorganik bileşenler arasında tutunmayı artırıcı yapılardır. Biyofonksiyonel moleküllerde olduğu gibi, restoratif materyallerde silika radikaller silika ile birleşir ve organik radikalleri rezin simanların organik matriksi ile kopolimerize olur.

Restoratif materyallerin rezin simanlarla ilişkisinde ıslanabilirliğini artırır, siman ve restorasyon arasındaki fiziksel ve kimyasal tutunmayı artırır. Siman restorasyon ara yüzeyinde su ile çözünme direncini artırır.

Ağız dokusu, deri ve mukoza ile temasından kaçınılmalıdır. Çok yanıcı ve uçucu bir malzeme olan silanın kullanımına dikkat edilmelidir (Anagnostopoulos ve ark. 1993).

#### **2.3.5.1.3.2. Metal Primer**

Metal ve rezin arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirmek için kullanılan diğer bir ajan da metal primerlerdir. Metal primer içindeki fonksiyonel monomerlerin hem rezine hem de metale bağlanabilme özelliği vardır. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metaller, soy metal veya soy olmayan metaldir. Metal primerler, kullanılan metal tipine göre farklı etkir. metal primerler farklı bir fonksiyonel monomer içeriği ile farklı metaller için kullanılabilirler (Anagnostopoulos ve ark. 1993).

#### **2.3.5.1.4. Lazer İle Pürüzlendirme**

Işık hem dalga hem de partikül olarak davranabilen elektromanyetik bir enerjidir. Lazer ışını ile görünür ışık farklılık gösterir. Görünür ışık pek çok renk içermektedir; lazer ışığı ise tek renktedir, yani monokromatiktir. Lazer ışınları aynı zamanda koherenttir. Bu da dışarıdan yapılan bir uyarı ile aynı dalga boyu, aynı faz ve aynı yönde foton akımı olduğu anlamına gelmektedir. Lazer cihazlarının merkezinde bir boşluk bulunmaktadır. Bu boşluğa konulacak olan materyal lazere adını verir ve bu materyal gaz, sıvı veya katı halde bulunabilir. Lazer cihazının içinde iki adet ayna bulunmaktadır. Bu aynalar sayesinde lazer içindeki materyalin uyarılması ile oluşan fotonlar paralel hale getirilerek sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir (Iorio-Siciliano ve ark. 2016).

#### **Pürüzlendirmede Kullanılan Lazerler**

- Er,Cr; YSGG Lazerler
- Er:YAG Lazerler
- Nd:YAG Lazer
- Femtosecond Lazer

#### **2.3.6. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu**

Tam seramik restorasyonların tümünde olduğu gibi zirkonyum restorasyonların başarısı, kullanılan simana bağlıdır. Çinko fosfat, modifiye cam iyonomer ve rezin simanlar zirkonyum restorasyonların simantasyonunda

kullanılabilirler. Bu simanlar arasında kuvvetli tutuculuk özellikleri, minimal marjinal uyumsuzluk problemleri ve yüksek kırılma dayanıklılığı gibi özellikleri ile rezin simanlar daha fazla tercih edilmektedir (De Angelis ve ark. 2020).

Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan in-vitro çalışmalarda, zirkonyum oksitin simantasyonunda kullanılacak materyal için kesin bir açıklama yoktur (Beuer ve ark. 2009). Yapılan bir çalışma, yeterli kuşlama ile sonrası çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin siman kullanılabileceğini ancak rezin simanın diğerlerinden daha çok gerilme dayanımı sağladığını göstermiştir (Ha 2015). Zirkonyum oksitin yapısı gereği asitten etkilenmemesi, rezin simanı etkili kılmaz düşüncesi, geliştirilen tribokimyasal ajanlar ile geride bırakılmıştır.

Tercih edilen siman türünün kesin olarak söylenebilmesi için daha çok in-vivo ve in-vitro çalışmaya ihtiyaç vardır. Simantasyonun başarısında yüzey pürüzlendirilmesi önemli rol oynamaktadır.

### **2.3.6.1. Zirkonyum Restorasyonların Geleneksel Simanlarla Simantasyonu**

#### **2.3.6.1.1. Çinko Fosfat Siman**

Klinik başarısı uzun dönem çalışmalar ile kanıtlanmıştır. Tozunda %90 oranında çinko oksit ve %2-10 oranında magnezyum oksit bulunmaktadır. Magnezyum oksit simana beyaz rengini verir. Likitinde; %45-60 fosforik asit, %30-35 su, alüminyum fosfat ve çinko fosfat bulunur. Sertleşme reaksiyonu, çinko iyonları ile fosfat grupları arasında meydana gelir. Diş dokusuna mekanik olarak bağlanan bu simanın dayanıklılığı oldukça yüksek, gerilme direnci ise düşüktür (Ladha ve ark. 2010).

Söderholm ve ark. (2003) bir yıl süreyle su ve yapay tükürükte bekletilen çinko fosfat ile simante zirkonyum kronların retantif kuvvetlerinin azalmayıp, arttığını raporlamıştır.

#### **2.3.6.1.2. Polikarboksilat Siman**

Poliakrilik asidin molekül büyüklüğü dentin tübüllerine difüzyonunu zorlaştırır. Bu nedenle postoperatif hassasiyet gözlenmez. Diş dokusuna kimyasal olarak bağlanan bu simanın gerilme ve baskı direnci düşüktür. Plastik deformasyona uğrar ve suda çözümlülüğü fazladır (Kurata ve Umemoto 2008).

### **2.3.6.1.3. Cam İyonomer Siman**

Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilir ve flor salınımı yapabilir. Tartarik asit içeriği sertleşme zamanı uzatır. Erken dönemde cam iyonomer simanlar neme çok hassastır. Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği dişe yakın olup antikaryojeniktir. Silika ağ yapının oluşumuna bağlı olarak basma dayanımları 1 yıl süreyle 200 MPa bulabilir (Yamazaki ve ark. 2007).

### **2.3.6.2. Zirkonyum Restorasyonların Adeziv Simanlarla Simantasyonu**

#### **2.3.6.2.1. Rezin Simanlar**

ZrO<sub>2</sub>' nin yüzey stabilitesi, siman ve restorasyon iç yüzü arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantıyı zorlaştırır. Asitle pürüzlendirme ve silan kullanımı, aside karşı dirençli zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü için yetersizdir (Luthy ve ark. 2006).

Zirkonyumun yeterli bağlantıyı sağlayacak şekilde pürüzlendirilmesi güçlü bağlantı sağlanabilmesi adına önemlidir.

Geleneksel simanlar ile karşılaştırıldığında protetik restorasyonların simantasyonunda geliştirilmiş rezin simanlar daha başarılı bulunduğundan, oldukça popüler hale gelmiştir. (Al-Haj Ali ve Farah 2018). Rezin esaslı simanlar diş ile restorasyon arasında kimyasal olarak bağlantı sağlanmaktadır. Bağlantının kimyasal olarak sağlanması, basma, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı direnci artırmaktadır (Van Landuyt ve ark. 2007). Rezin simanların fiziki özellikleri yapılan araştırmalar ile birlikte geliştirilmeye devam etmektedir (Akehashi ve ark. 2019).

Rezin simanlar dört ana grup altında toplanabilir.

1. Kompozit rezin simanlar
2. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
3. Poliasit modifiye cam rezin simanlar
4. Adeziv rezin simanlar

#### **2.3.6.2.1.1. Kompozit Rezin Simanlar**

Kompozit rezin simanları; organik polimer matriks, inorganik faz ve ara fazdan meydana gelir.

Organik Polimer Matriks; Bis-GMA, UDMA ve TEG-DMA' dan oluşur. Bis-GMA ana yapıyı oluştururken, UDMA adezyonu artırır ve renk değişimine karşı direnci artırır. TEG-DMA viskoziteyi artırarak yoğunluğu artırır.

İnorganik fazı oluşturan; kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, borosilikat cam, itriyum, çinko gibi doldurucu partiküller matriks içinde çeşitli şekil ve büyüklükte dağılmış olarak bulunur. Rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini, doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekil ve miktarı belirler.

Ara faz ise organik ve inorganik fazı birbirine entegre eden ajanlardan oluşur. Bu silan bağlayıcı ajanlar polimer matrisi ile doldurucular (silika) arasında köprü oluşturarak stres iletimini sağlar. Ara faz su emilimini ve çözünmeyi azaltarak materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri artırır.

#### **2.3.6.2.1.1.1. Kompozit Rezin Simanın Avantajları**

Modern diş hekimliğinde, restorasyon için uygun simanı seçmek için birçok parametreyi dengelemek gerekir. Bu parametreler; 'yüksek mukavemet, kırılma direnci, yüzey sertliği, optimize edilmiş elastisite modülü, düşük aşınma, düşük su emilimi ve çözünürlük, düşük polimerizasyon büzülmesi, düşük yorulma ve bozulma' gibi restoratiflerin uzun ömürlülüğünü içeren fonksiyonel özelliklerdir. Bunun yanında yüksek radyoopasite, biyouyumluluk (sistemik ve lokal) kullanılacak olan simanda aranan özelliklerdendir. Ek olarak, 'iyi renk uyumu ve renk kararlılığı, yarı saydamlık, gölgeler gibi estetik hususlar da yerine getirilmelidir (Hickel ve ark. 2007).

Kompozit rezin simanlar genel olarak bu özellikleri sağlarlar. Farklı ticari firmaların ürettiği farklı rezin simanlarda bu özelliklerin bazıları ön plana çıkmaktadır. Diş hekimi kullanım alanı için uygun seçimi yapmalıdır.

#### **2.3.6.2.1.1.2. Kompozit Rezin Siman Dezavantajları**

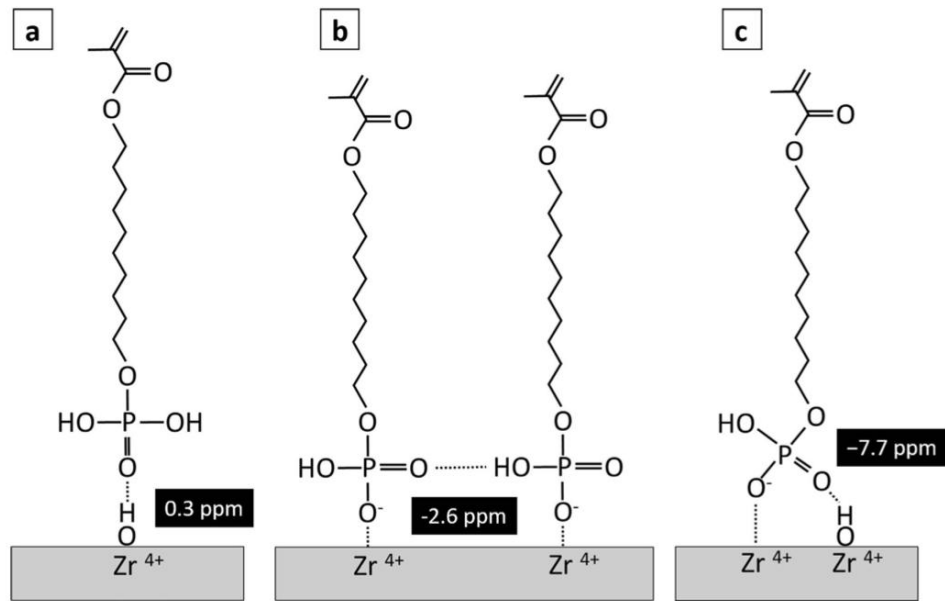
Son dönem yapılan çalışmalarda kompozit rezin simanların bazı negatif özelliklerinden bahsedilmektedir. 'Marjinal tutarsızlık, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve ağrı, mikro sızıntı ve renk tutarlılığının bozulması' araştırılmış problemlerden bazılarıdır. Bu problemlerin nedeni olarak polimerizasyon büzülmesi gösterilse de bunun kanıtlayacak araştırma sayısı sınırlıdır. Restorasyonun iç stresini

azaltacak gelişmelerin, polimerizasyon büzülmesini ve beraberinde getirdiği bu problemleri azaltacağı düşünülmektedir (Ilie ve Hickel 2011).

### 2.3.6.2.1.1.3. Rezin Siman İçin 10- MDP (10- Metakriloiloksidesil Dihidrojen Fosfat)

10-MDP kimyasal bağlantıyı güçlendiren bir monomerdur. Bu monomer özellikle kalsiyum hidroksiapatit ile birlikte suda çözünmeyen dayanıklı bir bileşik oluşturur. Nano katmanlar oluşturarak restorasyona bağlanan 10-MDP-Ca rezin siman içindeki organik faz içeriği ile dişe bağlanır (Shibuya ve ark. 2019).

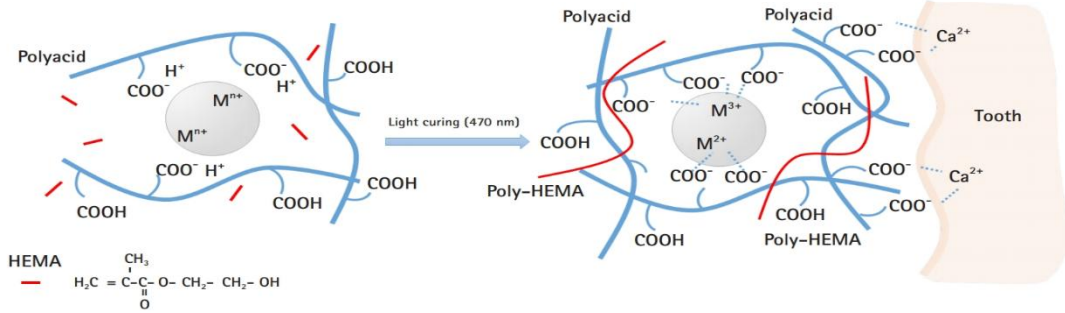
10-MDP monomer; yapışmaya elverişli moleküler yapısı, hidrofobik davranışı, bağ dayanıklılığı, mukavemetini destekleyen karakteristik yapışkan arayüzü nedeniyle simantasyon için ideal bir monomer gibi görünmektedir. 10-MDP içeren dental simanlar biyouyumlu ve dayanıklı yapışkan arayüzler oluşturabilir (Carrilho ve ark. 2019).



Şekil 1. 10-MDP'nin zirkonyum ve zirkonya yüzeyindeki hidratlı tabaka ile etkileşimlerini açıklayan şema.

### 2.3.6.2.1.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)

Geleneksel cam iyonomer simanın yapısına rezin esaslı materyaller ilave edilerek geliştirilmiştir. Metakrilat grubu içeriklerin poliakrilik asit zincirine eklenmesi ile fiziksel özelliklerin geliştirilmesi sağlanmıştır.



Şekil 2. RMCIS ve diş arasındaki etkileşim şeması.

Dolgu maddesi, poliasit ve 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) karıştırıldığında ve ışınlandığında, HEMA polimerleşerek poli-HEMA haline gelir. Daha sonra poliasit ile dolgu materyali arasında asit-baz reaksiyonları gerçekleşir. Bu arada, poliasitteki karboksil artıkları, diş dokusunda bulunan kalsiyum ile güçlü bir şekilde iyonize edilerek RMCIS'in simantasyonu gerçekleşir (Park ve Kang 2020).

#### 2.3.6.2.1.3. Adeziv Rezin Simanlar

Dentine bağlanan otopolimerize bir simandır. Metakriloksietil-fenil fosfat veya 4-metakriloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) ile formüle edilmiştir. Ayrıca, katalize edici ajan olarak tri-butil-boran ilave edilmiştir.

Amalgam dolguların, direkt kullanımında veya kompozit ile bağlantısını sağlamak için kullanılır. Metal destekli sabit protezlerin simantasyonunda da kullanılabilir.

Asitle pürüzlendirilmiş metal yüzeyi silan ile kaplanır ve adeziv rezin siman kullanılır ise simantasyonun dayanıklı olduğu bildirilmiştir (Weiser ve Behr 2015). Uzun ömürlü simantasyon için yeterli çalışma yoktur.

Günümüzde kullanılan adeziv rezin simanlara örnek olarak; C&B Metabond (Parkell; Sun Medical) ve Panavia (Kuraray Co., Ltd., Osaka/Japan)'ı verebiliriz.

#### 2.3.6.2.1.4. Poliasit Modifiye Rezin Simanlar (PMRS)

Kompomer olarak da adlandırılan PMRS ışık olmadığında asit baz reaksiyonu gerçekleştiremezler. PMRS temel olarak rezin matrisi (UDMA, HEMA ve tetrakarbonsil bütan (TCB) ve hem kompozit rezinin polimerize olabilir gruplarını hem de cam iyonomer simanın asidik gruplarını içeren, asidik polimerize olabilir monomer içerir. Bunlara ilaveten yapılarında ağırlıkça %72 oranında flor içeren florealüminosilikat cam doldurucu partiküller, reaksiyon başlatıcılar (initiatörler),

stabilizatörler ve pigmentler bulunur. Kompomerler su içermezler (Tyas ve ark. 2000).

#### 2.4. Çiğneme Simülatörü

Restoratif materyallerin birincil klinik deneylerinin etik sorunlar teşkil edebilmesi ve değerlendirilmesinin uzun süreler gerektirmesi çalışmaları zorlaştırmaktadır. İstenilen süre kadar yaşlandırmayı ve kullanıma dayalı aşınma miktarını çok daha kısa sürede taklit edebilmek adına geliştirilen cihazlar üretilmiştir. Standardizasyonun güvenilir olması ve tekrarlanabilmesi bu cihazları son dönem çalışmalarda popüler hale getirmiştir.

Çiğneme simülatörleri; fizyolojik olarak çiğnemeyi taklit etmelidir (Heintze 2006). Yutkunma ve fizyolojik çiğneme kuvveti 10N-50N arasında değişir. Karşılıklı dişlerin temas süresi ise 400 ms ile 600 ms arasındadır. Kanıtlanmış bu bilgiler ışığında simülatörün bu aralıklarda çalışabilmesi ve bu süre zarfında sabit kalması gerekmektedir.

Çiğneme esnasında döngüsel temasların 0,2-1,5 Hz, vertikal hareketlerin kinematığının 16mm-20mm aralıklarında ölçüldüğü bildirilmiştir (Schindler ve ark. 1998). Simülatörün bu parametreleri sağlaması gerekmektedir.

Çiğneme simülatöründe uygulanan 250 000 siklusun 1 senelik kullanıma, 1 200 000 siklusun ise 5 senelik kullanıma denk geldiği ispatlanmıştır (Sakaguchi ve ark. 1986).

Simülatörde her örnek için ayrı ayrı çalışma yapmamak için birçok test bölmesi olması avantaj olacaktır. Bu test bölmelerinin zamanlama ve basınç açısından homojen olması gerekmektedir.

Ayrıca her kullanım öncesi özel ölçüm cihazıyla simülatörün ayarlanması gereken aralıklar şu şekildedir:

- Dinamik kuvvet (48-52 N)
- Kuvvet impulsu (9.9-10.1 Ns)
- Dikey ve yatay hareketin hızı (39-41 mm/dk)
- Yükleme döngülerinin sıklığı (1.58-1.62 Hz)
- Temas süresi (390-410 ms)

- Çevresel ortam sıcaklıkları (4.8–5.20 °C /54.0–56.0 °C)

Dikkat edilmesi gereken bir diğer unsur ise simülatörün aşındırmayı sağlayan ucunun yüzey özellikleridir. Sivri bitimli bir uç künt bitimli uçlara göre aynı kuvvette uygulansa bile daha fazla aşındırma yapacaktır (Hajhamid ve De Souza 2020).



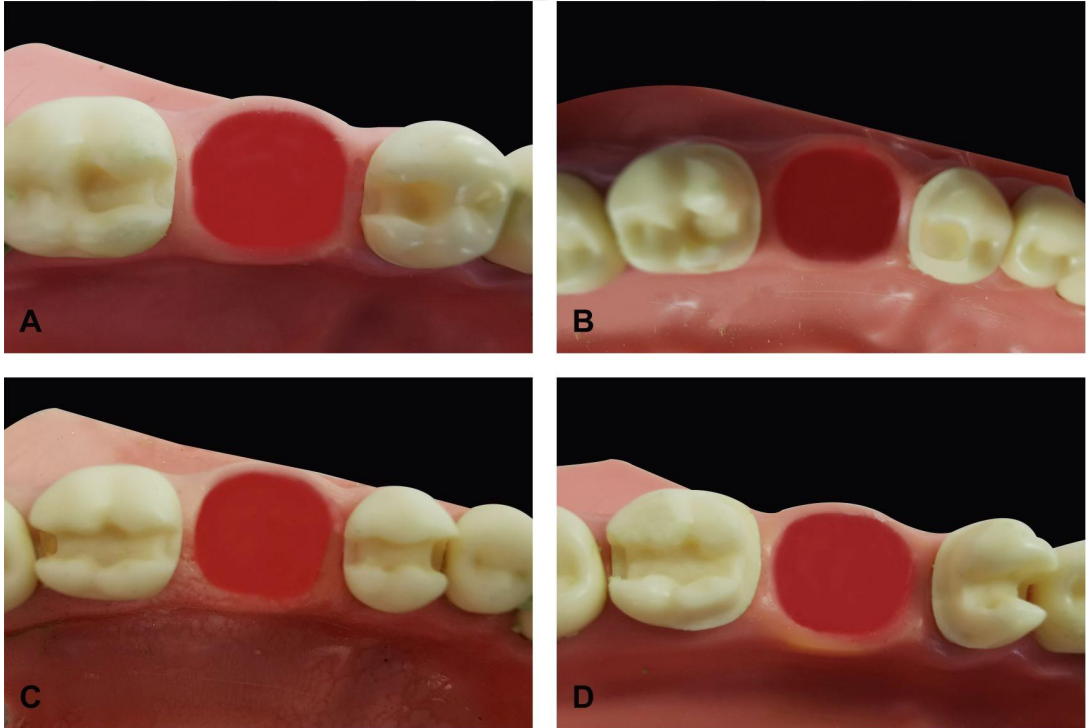
### 3. YÖNTEM VE GEREÇLER

Çalışma için distookluzal-meziokluzal (DO-MO), ilave kanatlı distookluzal-meziokluzal (KDO-KMO), meziokluzodistal-meziokluzodistal (MOD-MOD) ve ilave kanatlı meziokluzodistal- meziokluzodistal (KMOD-KMOD) dizaynli dört farklı grup (n=16) oluşturuldu (Tablo 3.1).

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

##### 3.1.1. Örneklerin Preparasyonu

Öğrenci çalışma çenelerinden (Klas dental fantom çene, Barış DENTAL, İstanbul, Türkiye) sol alt birinci molar diş çıkarıldı ve prepare edildi. Preparasyonda öğrenci çalışma motoru (Strong 210 mikromotor, Saeshin precision Co., Daegu) ve anguldurvası (Coxo CX235-1C, Foshan COXO Medical Instrument Co., Ltd., Guangdong Province, China) kullanıldı. Preparasyon, anguldurvaya uyumlu elmas fissür, alev uçlu ve rond frezler (Fisherpoint drill, Fisherpoint Dental, Grosepointe, ABD) ile yapıldı. Standartlaştırılmış bir preparasyon prosedürü sağlamak için bir paralel ölçüm cihazı (Amann, Viyana, Avusturya) kullanıldı.



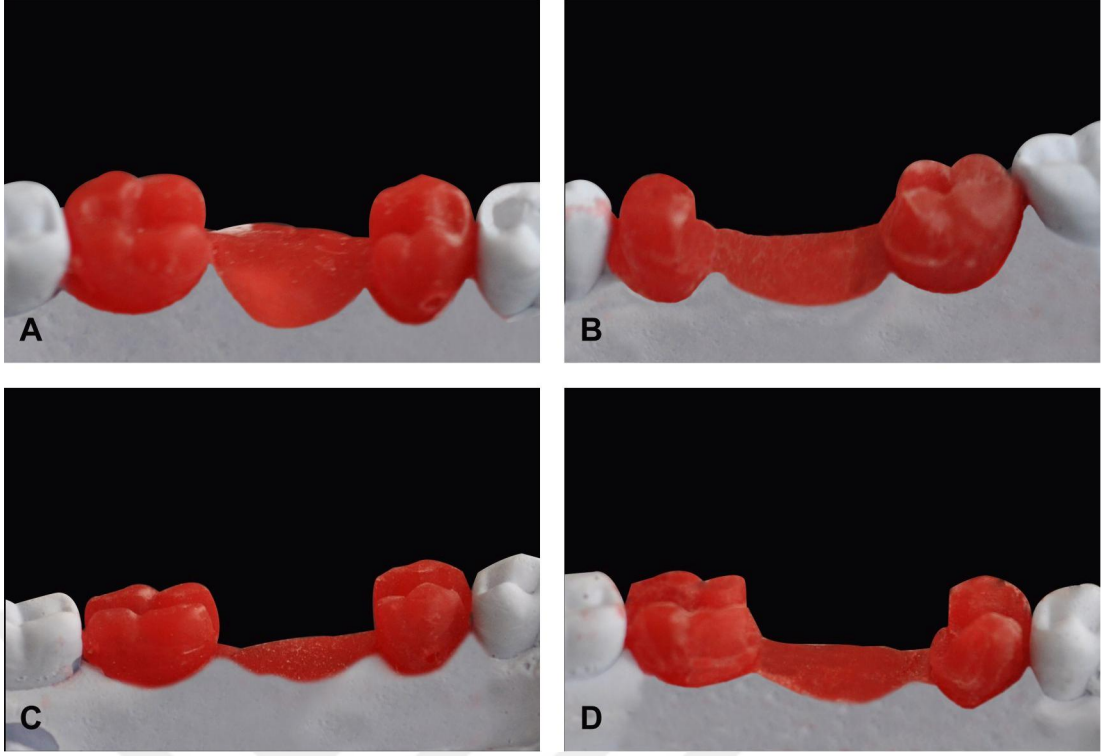
Şekil 3. Preparasyonlar (A: DO-MO, B: KDO-KMO, C: MOD-MOD, D: KMOD-KMOD).

Dizayn İsmi	Dizayn Kısaltması	Açıklama
distooklüzal- mezioklüzal	DO-MO	DO-MO standart kavite preparasyonu: Distal ve mezial kutular: 3 mm genişliğinde, 3 mm yüksekliğinde ve 1.5 mm derinliğinde (bukko-lingual mesafenin1/3) Oklüzal hazırlık: 1,8 mm genişlik, 2 mm uzunluk ve 1,5 mm derinlik
Kanatlı distooklüzal-kanatlı mezioklüzal	KDO-KMO	DO-MO standart kavite preparasyonu, Standart kanat preparasyonları 3 mm uzunluğunda, 0,7 mm derinliğinde
Mezioklüzodistal - Mezioklüzodistal	MOD-MOD	MOD standart kavite preparasyon: Proksimal kutular: 3 mm genişliğinde, 3 mm yüksekliğinde ve 1,5 mm derinliğinde (bukko-lingual mesafenin1/3) Oklüzal hazırlık: 1,8 mm genişlik, 2 mm uzunluk ve 1,5 mm derinlik
Kanatlı Mezioklüzodistal- Kanatlı Mezioklüzodistal	KMOD- KMOD	MOD standart kavite preparasyonu, Standart kanat preparasyonları 3 mm uzunluğunda, 0,7 mm derinliğinde

**Tablo 3.1.** Üretilen protezler için preparasyonlar.

### 3.1.2. Modellerin Hazırlanması

Preparasyon yapılan çenelerden A tipi silikon (Elite HD+, Zhermack SpA, Badia Polesine (RO), İtalya) ile her gruptaki her bir örnek için birer tane olmak üzere on altı adet ölçü alındı. Model oluşturmak için ölçüde prepare edilmiş dişler epoksi rezin (Pattern Resin LS, GC America) ile döküldü. Akrilik rezinin kaidesi tip 4 sert alçıdan (Fujirock; GC Europe, Leuven, Belgium) oluşturuldu.



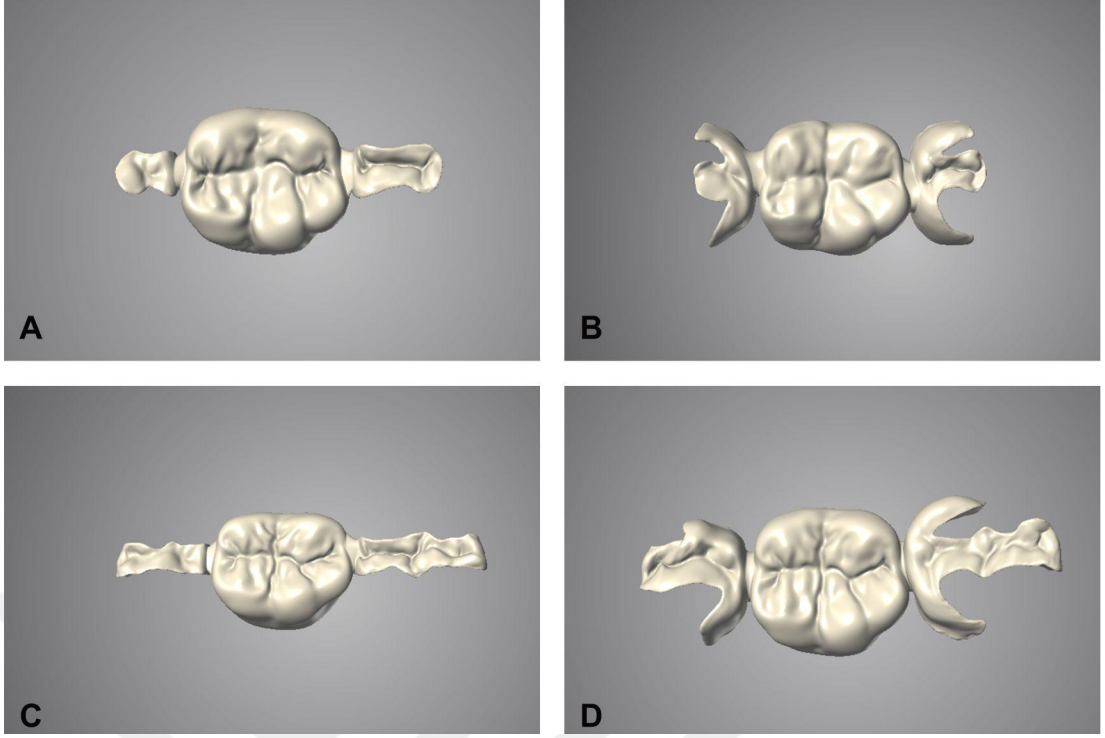
Şekil 4. Rezin modeller (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD).

### 3.1.3. Örneklerin Üretilmesi

Modeller bir model tarama cihazı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile taratılıp dijital ortama alındı. Taranan modellerin üzerine DWOS yazılımı kullanılarak mezio – distal uzunluğu 7 mm, bukkal – lingual uzunluğu 4 mm olan standart pontikli inley protezlerin dizaynı yapıldı. Pontik ile inley arasındaki konnektör kalınlığı 3 mm x 3 mm olarak belirlendi. MOD – MOD ve KMOD - KMOD tasarımlarda kontak diş ile inley protezin teması noktasal olarak dizayn edildi. Kanat kalınlıkları, cihazın kazıma yapabilmesi için minimum 0,7 mm olacak şekilde tasarlandı.

Tarama Hacmi	90mm x 90mm x 90mm
Optik teknoloji	1. sınıf lazer ürünü 2 yüksek hızlı ölçüm kamerası 1 renkli video kamera
Eksen sayısı	5 (4 rotatif, 1 translatif)
Bilgisayar ve işletim sistemi	Core i5, 8 GB bellek 1 GB özel RAM grafik kartı Windows 7, 64 bit, 250 GB SSD
Doğruluk	15 mikron
Çıkış formatı	STL ve desteklediği formatlar
Taranabilir malzemeler	Ölçü materyalleri ve alçı
Elektrik verileri	100-240 V AC / 50-60 Hz / 160 W
Sertifika	CE, OHS A, Canada (SCC)
Ekran portları	DVI, HDMI & VGA

**Tablo 3.2.** Tarama cihazı parametreleri

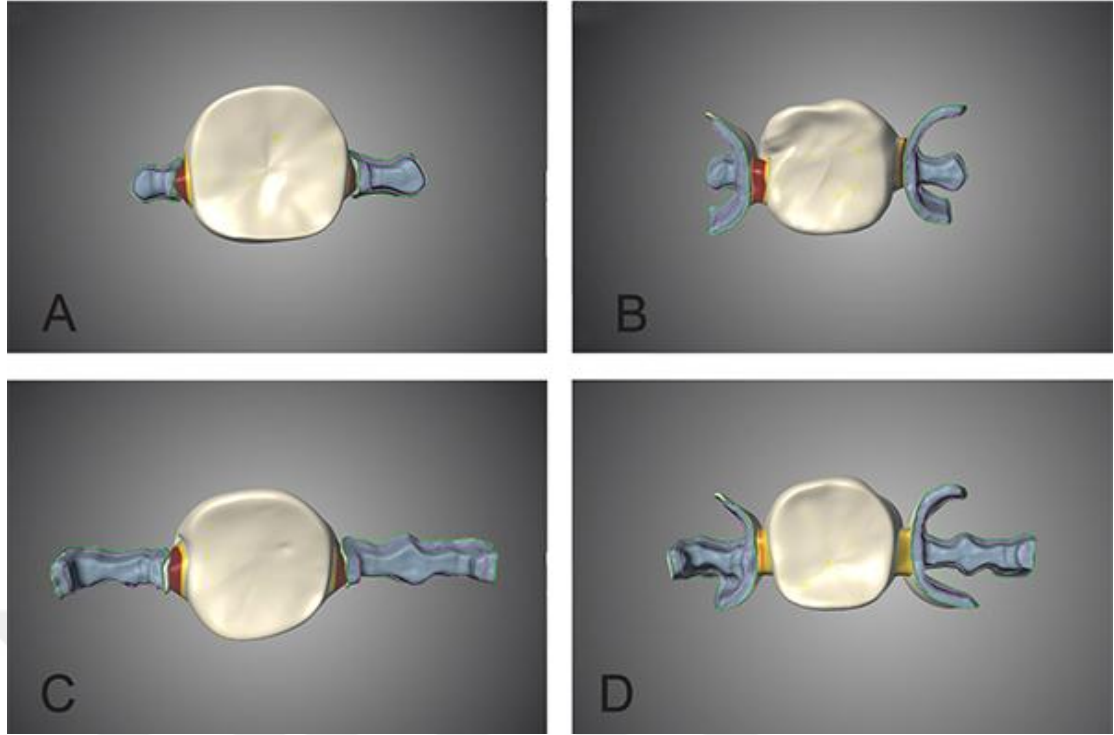


Şekil 5. CAD/CAM dizaynlar (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD).

Beş eksenli CAM cihazı (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) ile 1 mm ve 2 mm çapındaki zirkonya frezleri kullanılarak 98,4 çapında ve 18 mm yüksekliğindeki monolitik zirkon bloklardan (Vita YZ T, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) 64 adet inley protez üretildi.

Üretilen zirkonyum protezler Tegra Speed (Yenadent, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) sinterleme cihazında üreticinin talimatlarına uygun olarak; 1450 °C de 2 saati yüksek ısıda olmak üzere 4,5 saat sinterlendi.

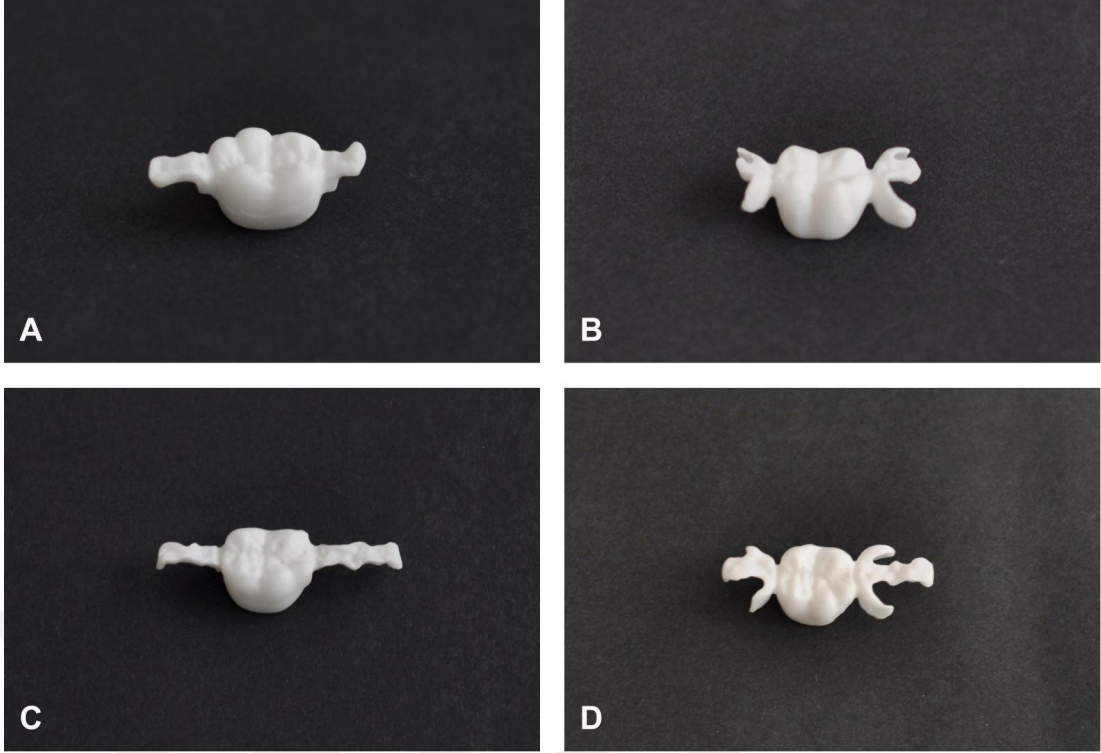
CAD/CAM' de yapılan tasarımların 'STL' dosyaları SOLIDWORK 2021 programına aktarıldı. SOLIDWORK 2021 programında üretilen protezlerin simantasyon yüzey alanı (SYA) hesaplandı.



Şekil 6. Solidworks 2021 programında simantasyon yüzey alanı ölçümü.

Elektrik	220V, 50 Hz, 3.5 Kw, Tek faz çıkış
Hava kompresörü	Hava basıncı min. 6 bar (ISO 9001, ISO 14001) Dk. min. 100 lt. hava çıkışı
Isı	Oda sıcaklığında
Vakum Sistemi	Vakum akış hızı 50-220 mm <sup>3</sup> /h. 1,3 Kw 22000 Pa vakum basıncı

Tablo 3.3. Cam cihazı özellikleri



Şekil 7. Zirkonya IRFDP (A:DO-MO, B: KDO-DMO, C:MOD-MOD, D: KMOD-KMOD).

Üretilen protezlerin ve kanatların yapıştırma yüzeyleri, 0.1 MPa basınçta 50 µm alümina partikülleri ile 15 sn. aşındırılmıştır (P-G400; Harnisch-Rieth, Winterbach, Germany). Örnekler simantasyon öncesi ultrasonik temizleme cihazıyla (Sonorex super RK 510 H; Bandelin, Berlin, Germany) 5 dk. %99 etanol çözeltisi ile temizlendi.

Her dizayn grubu rastgele iki alt gruba ayrıldı (n=8). İlk grup sadece MDP içerikli rezin siman (Panavia SA, Kuraray Noritake, Japonya) [P] ile simante edildi. İkinci grup MDP içerikli bir primer (Z Primer Plus, Bisco, Schaumburg, ABD) uygulamasından sonra MDP içeriği bulunmayan bir rezin siman (Calibra, Densply Sirona, Milfort DE, ABD) [Z/C] ile simante edildi.



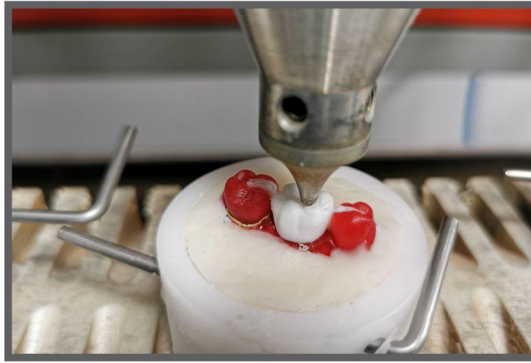
Şekil 8. Örneklerin farklı rezin siman ile simantasyonu.

İsim	Üretici firma	İçerik
Vita YZ T	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen Almanya	Zirkonyum oksit %90,9–94,5 itriyum oksit %4,0–6,0 hafniyum oksit %1,5–2,5 alüminyum oksit %0,0–0,3 demir oksit %0,0–0,3
Panavia SA	Kuraray Noritake, Japonya	10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat (MDP), Bis-GMA, trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), hidrofobik aromatik dimetakrilat, silanathı baryum cam dolgu maddesi, silanlanmış kolloidal silika, dl-kamforkinon, işlem görmüş sodyum hidroksit, alimatizatörler, sodyum hidrofrilat hızlandırıcılar, pigmentler
Z primer plus	Bisco, Schaumburg, ABD	Etanol% 75 -% 85, BisGMA% 5 -% 10, HEMA% 5 -% 10, organofosfat monomer (MDP)% 1 -% 5, karboksilik asit reçine monomer
Calibra	Densply Sirona, Milfort DE, ABD	UDMA, trimetilolpropan trimetakrilat TMPTMA, BIS-GMA — Bisfenol A etoksillenmetakrilat, TEGDMA, HEMA, 3- (akrililoksi) -2- hidroksipropil metakrilat, ürethanla modifiye edilmiş BIS-GMA, PENTA, silanlanmış baryum cam,% 48 füme silika

**Tablo 3.4.** Kullanılan materyaller

### 3.2. Yaşlandırma Protokolü

Örnekler, 5 °C ile 55 °C arasında 45 sn – 45 sn termal siklus eşliğinde, 50 N yük altında 1,2 Hz frekansta beş yıllık kullanıma denk gelecek 600000 devir ile çığneme simülatöründe (Çok fonksiyonlu çığneme simülatörü, Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye) yaşlandırıldı. Örneklere 30 mm/sn hızda 5 kg'lık yük uygulandı.



Şekil 9. Çığneme simülatörü uygulaması.

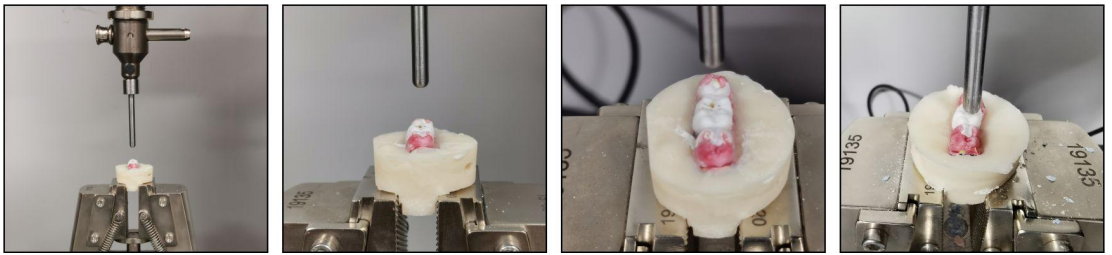
Tüm örnekler yaşlandırma sonrası kırılma dayanımı ölçümü için gruplarına



Şekil 10. Yaşlandırılmış tüm örnekler.

göre ayrıldı.

Yaşlandırılan örneklerin kırılma dayanımı universal test cihazı (Besmak, Ankara, Türkiye) ile ölçülerek kaydedildi. Bu test için çapı 6 mm olan çelik bilye kullanıldı. Çelik bilye 2 dk/mm hızla ani azalma ile crosshead olarak uygulandı.



Şekil 11. Universal test cihazında kırılma dayanımı ölçümü.

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışma kapsamında istatistiksel analizler SPSS 23.0 paket programı ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada öncelikle dağılımın normalliği Kolmogrov-Smirnov testi ile kontrol edilmiştir. Açık uçlu veriler için Kolmogrov-Smirnov testi sonucunda elde edilen p değeri 0,05'in üzerinde bulunarak veriler normal dağılım gösterdiği sonucuna ulaşılmış ve parametrik test yapılması uygun bulunmuştur.

Gruplar ve alt gruplar arasındaki etkileşimin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini ölçmek üzere iki yönlü varyans analizi (2-way ANOVA) testinden yararlanılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı bulunan sonuçlar ( $p < 0.05$ ), gruplar arasında çoklu karşılaştırmaların post-hoc testi için Bonferroni testinden yararlanılmıştır. Her grubun alt grupları arasındaki ilişkiyi kıyaslamak üzere ise bağımsız örneklendirme t test analizi uygulanmıştır. Normal dağılım gösteren sürekli değişkenler ortalama  $\pm$  standart sapma olarak ifade edilmiştir. Çalışmanın tamamında istatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak kabul edilmiştir.

Yapılan tek yönlü anova testine göre gruplar arasında yükleme hataları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (F: 86,069, p: 0,001).

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar Arası	2349820,39	3	783273,46	86,069	0,001
Grup içleri	546033,93	60	9100,56		
Toplam	2895854,33	63			

**Tablo 3.5.** Gruplar arası Kıyaslama-Anova Testi Sonuçları.

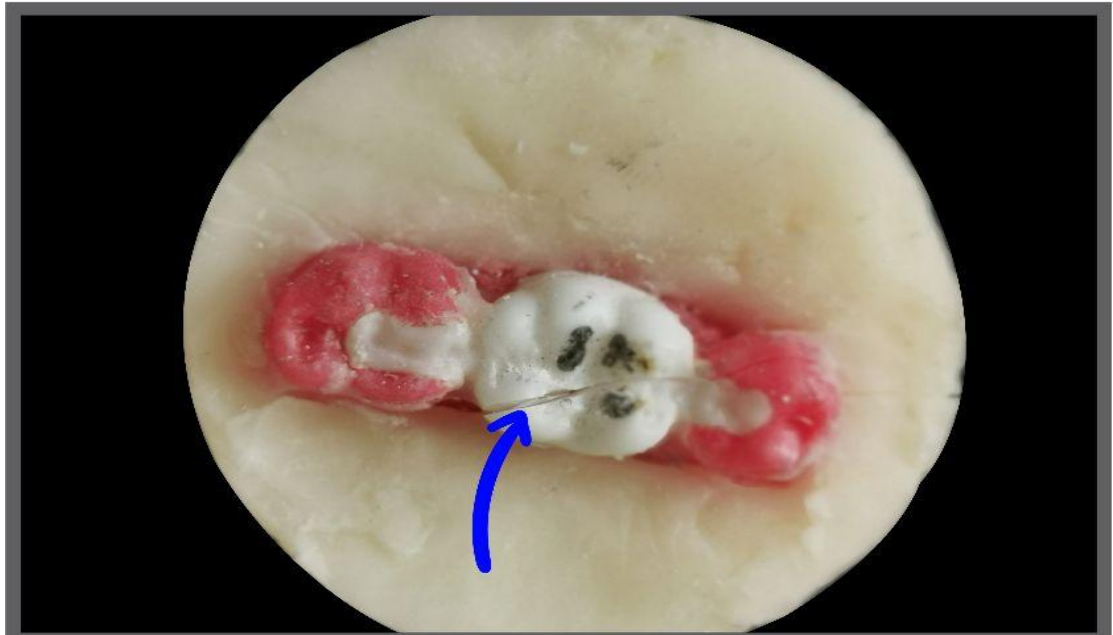
#### 4. BULGULAR

Kırılma dayanımı ölçülen tüm örnekler incelendi. Kırılma dayanımı ölçülen örneklerde simantasyon yüzey alanı arttıkça kırılma testi sonrası daha az desimantasyon geliştiği gözlemlendi. Gruplara göre oluşan desimantasyon sayıları tablo 4.1’de gösterilmiştir.

ALT GRUPLAR	GRUPLAR			
	MO-DO N=16	MOD-MOD N=16	KMO-KDO N=16	KMOD-KMOD N=16
P	6	4	4	3
Z/C	4	4	3	2
Desimantasyon Yüzdesi (%)	62,5	50	43,75	31,25

Tablo 4.1. Örneklerin gruplara göre desimantasyon sayıları.

Çalışmada değerlendirilen MO-DO ve MOD-MOD gruplarındaki 32 örnekten 31’nin kırık hattı inley ile pontik arasındaki konnektör bölgesinden 1 örnekte ise kırık hattı pontik üzerinde oluştu.



Şekil 12. MO-DO ve MOD-MOD grupları kırık hatları.



Şekil 13. MO-DO ve MOD-MOD grupları kırık hatları.

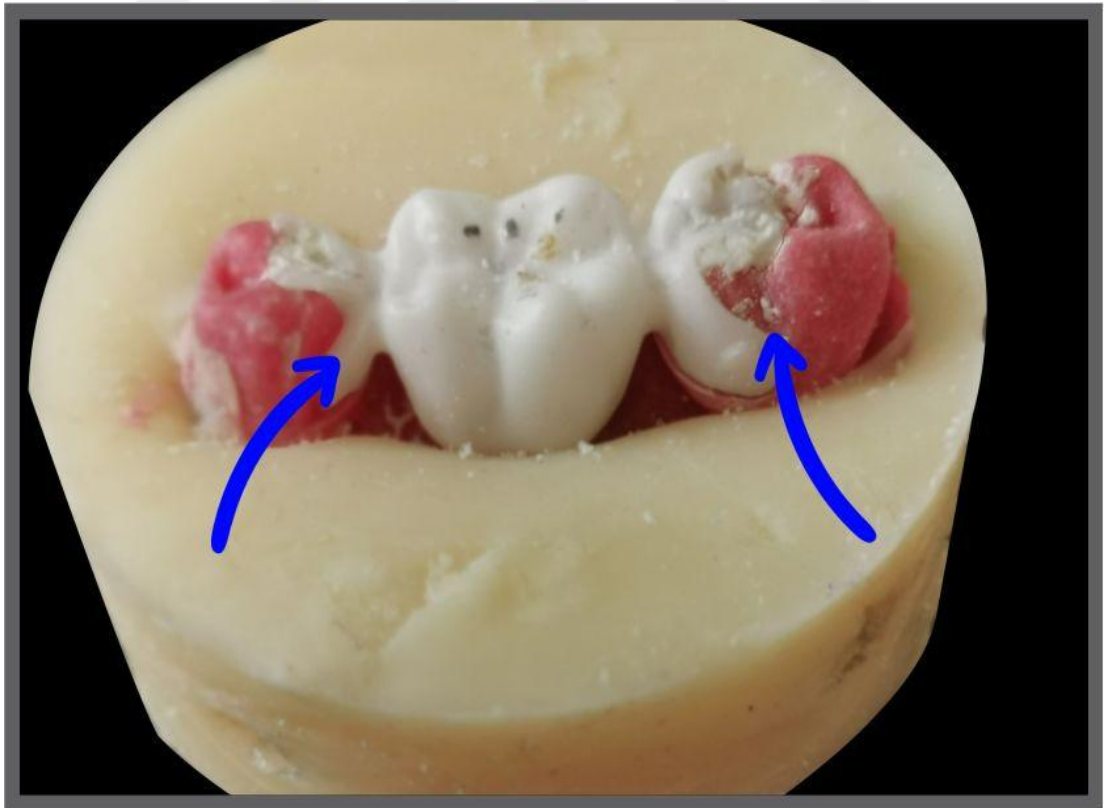
Kroşeli tasarımlarda kırık hattı tek kroşede, her iki kroşede ve inley ile pontik arasında görüldü. Bu örneklerdeki kırık hatlarının her iki destek dişte de olduğu görüldü. Bu gruplardaki 32 örnekten 13'ünde kroşelere ilave olarak inley ile pontik arasındaki konnektör bölgesinde hasar görüldü. Diğer 19 örnekte ise kırılma hattı sadece kroşeler üzerinde izlendi.



Şekil 14. KMO- KDO ve KMOD KMOD gruplarındaki kırık hatları.



Şekil 15. KMO-KDO ve KMOD-KMOD gruplarındaki kırık hatları.



Şekil 16. KMO-KDO ve KMOD - KMOD gruplarındaki kırık hatları.

MO-DO grubu en düşük ( $682,73 \pm 90,03$ ) kırılma dayanımına sahipken, KMOD-KMOD (kroşeli) örnekler en yüksek ( $1111,12 \pm 132,33$ ) kırılma dayanımını

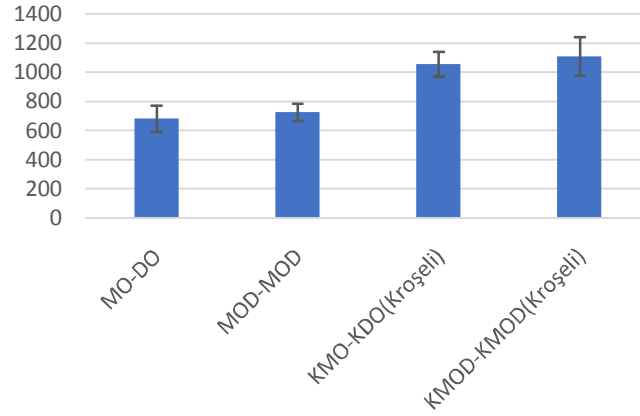
değerlerine sahiptir. MO-DO ve MOD-MOD gruplarının kırılma dayanımı değerleri ile KMO-KDO ve KMOD-KMOD grupları arasındaki değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). MO-DO ve MOD-MOD grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ). KMO-KDO ve KMOD-KMOD grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ).

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maximum
<b>MO-DO</b>	16	682,73 <sup>a</sup>	90,03	486,57	858,23
<b>MOD-MOD</b>	16	725,60 <sup>a</sup>	59,8	612,31	825,03
<b>KMO-KDO</b>	16	1057,49 <sup>b</sup>	84,91	902,69	1211,13
<b>KMOD-KMOD</b>	16	1111,12 <sup>b</sup>	132,33	953,59	1399,97
<b>Total</b>	64	894,24	214,4	486,57	1399,97

**Tablo 4.2.** Gruplar arası kıyaslama-Anova Testi Sonuçları-2.

\*\* Veriler ortalama  $\pm$  standart sapma olarak gösterilmiştir. Üstel değer: a,b: Her bir özellik için aynı harfi taşıyan ortalamalar arasında fark anlamlı değil ( $p > 0,05$ ), farklı harfi taşıyan ortalamalar arasında fark anlamlı düzeydedir ( $p < 0,05$ ).

Grafik 1’de her bir grubun kırılma dayanımı değerleri ve standart sapma değerleri sunulmaktadır.



**Şekil 17.** Grupların Kırılma dayanımı değerleri.

Yapılan iki yönlü Anova testi sonuçlarına göre; dört grup arasında kırılma dayanımları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). İki alt grup bakımından incelendiğinde de benzer şekilde kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Ancak grup ve alt grup etkileşimi incelendiğinde kırılma dayanımı değerleri açısından bu etkileşim istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki yaratmamaktadır.

( $p > 0,05$ ). Grup\*alt grup etkileşiminde alt boyutlar düzeyinde anlamlı farklı ilişki tespit edilememesi sonucu bu bulguya erişilmiştir. Kırılma dayanımı değerleri bakımından gruplar arası yapılan karşılaştırmada Panavia\*MO-DO etkileşiminin en düşük, Z+Calibra\*KMOD-KMOD etkileşiminin en yüksek değeri aldığı belirlenmiştir. Bu etkileşim toplam varyansın %81,2'sini açıklamaktadır. (Adjusted  $R^2 = \%0,812$ ).

	Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
<b>Kırılma dayanım değerleri</b>	Grup	2349820	3	783273,5	90,489	.001
	Alt grup	55395,51	1	55395,51	6,4	.014
	Grup * Alt grup	5902,06	3	1967,36	0,227	.087

R Squared = ,833 (Adjusted R Squared = ,812)

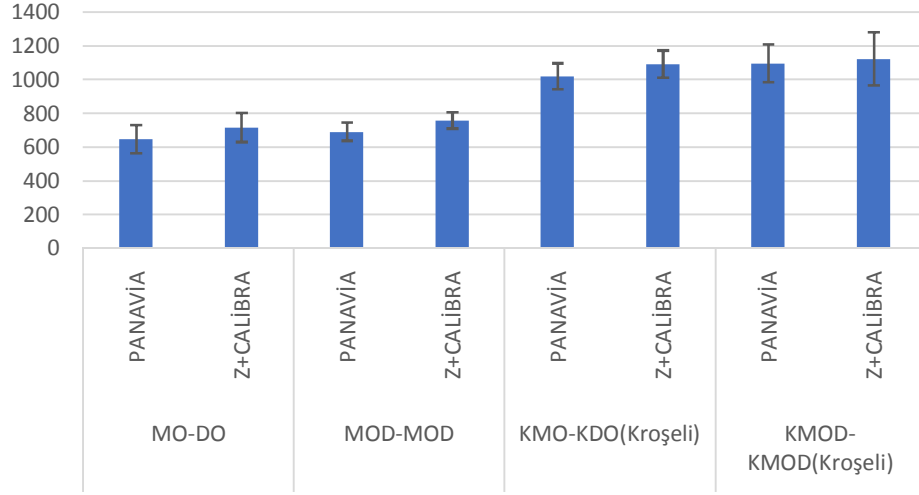
**Tablo 4.3.** Grup\*Alt grup varyans tablosu.

Dört grubun Panavia alt grupları arasında kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). En yüksek kırılma dayanımı değerleri KMOD-KMOD grubunda, en düşük kırılma dayanımı değerleri ise MO-DO grubunda gerçekleşmiştir. Dört grubun Z+Calibra alt grupları arasında kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). En yüksek kırılma dayanımı değeri KMOD-KMOD grubunda, en düşük kırılma dayanımı değerleri ise MO-DO grubunda gerçekleşmiştir. Her bir grubun alt grupları arasındaki ilişki incelendiğinde ise; MO-DO, KMO-KDO ve KMOD-KMOD gruplarının alt grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı tespit edilmiştir ( $p > 0,05$ ). Buna karşılık yalnızca MOD-MOD grubunun alt grupları arasında kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu sonucuna ulaşılmış ve Z+Calibra alt grubunun daha yüksek değere sahip olduğu belirlenmiştir ( $p < 0,05$ ).

		Grup			
		MO-DO	MOD-MOD	KMO-KDO	KMOD-KMOD
<b>Alt gruplar</b>	<b>P</b>	647,39±83,80 Aa	692,40±53,67 Aa	1021,25±77,1 2 <sup>Ab</sup>	1098,22±111,7 0 <sup>Ab</sup>
	<b>ZC</b>	718,07±86,56 Aa	758,80±47,56 Ba	1093,73±80,6 2 <sup>Ab</sup>	1124,02±157,0 5 <sup>Ab</sup>

**Tablo 4.4.** Alt gruplar arası karşılaştırma.

Veriler ortalama  $\pm$  standart sapma olarak gösterilmiştir. \*:  $p < 0,05$ . üstel değer: a, b, c, d: gruplar arasında aynı harfi taşıyan ortalamalar arasındaki fark anlamlı değil ( $p > 0,05$ ), farklı harfi taşıyan ortalamalar arasında fark anlamlı düzeydedir ( $p < 0,05$ ). Üstel değer: A, B: grupların altındaki alt grupları arasında aynı harfi taşıyan ortalamalar arasında fark anlamlı değil ( $p > 0,05$ ), farklı harfi taşıyan ortalamalar arasında fark anlamlı düzeydedir ( $p < 0,05$ ).



Şekil 18. Grupların-alt gruplar düzeyinde kırılma dayanımı değerleri.

SOLIDWORK 2021 programında hesaplanan SYA  $\text{mm}^2$  olarak tablo 4-4 'de verilmiştir.

Gruplar	MO-DO	MOD-MOD	KMO-KDO	KMOD-KMOD
SYA $\text{mm}^2$	38,89	70,78	203,07	234,18

Tablo 4.5. Grupların simantasyon yüzey alanları.

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın başlangıç hipotezi olan ‘Monolitik zirkonyadan üretilen İTSDP’in, farklı tasarımlarla üretilmesinin ve farklı simanlarla yapıştırılmasının, restorasyonların kırılma dayanımına etkisi olmayacaktır’ yönündeki önerme reddedilmiştir.

Yapılan çalışmada, restorasyon dizaynları için preparasyon işlemleri öğrenci çalışma modelinde yapılmıştır. Preparasyon sonrası vinil polisiloksan ile ölçü alın epoksi rezinden modeller elde edilmiştir. Vinil polisiloksan, yüzey detaylarını yeterli ölçüde veren bir ölçü materyali olarak kabul edilmektedir (Khan ve ark. 2020; Kurella ve ark. 2020). Bu çalışmada klinik kullanımda en çok tercih edilen vinil polisiloksan ölçü materyali kullanılmıştır.

Epoksi rezinin insan dentini ile benzer elastik modülüne sahip olduğu bilinmektedir (Yang ve An 2021). Bu çalışmada prepare edilmiş dişleri simüle etmek için, sıcaklık değişiminden ve nemden etkilenmeyen (5 °C - 55 °C, termal siklus), eğilme ve kırılma dayanımı yeterli olan (çiğneme simülatörü) ve örneklere kimyasal bağlantı yapabilecek özelliklere sahip olan epoksi rezin tercih edildi (Yang ve An 2021).

İnley restorasyonların üretimi için döküm metal, lōsit içerikli porselen, kompozitler, zirkonyum vb. materyaller kullanılabilir. Metal döküm inleyler daha uzun sağkalım göstermesine rağmen estetik beklentiyi karşılayamamaktadır (Irusa ve ark. 2020). Günümüzde estetik beklentilerin artması ile birlikte inley/onley/overley gibi restorasyonların üretiminde altyapısı metal olmayan seramik materyaller de kullanılmaya başlanmıştır. Estetik olan bu materyallerden üretilecek restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere de sahip olması gerekmektedir. Zirkonya yeterli eğilme dayanımı (800-1200 MPa) ve optik özellikleri ile estetik ve mekanik özellikleri karşılayan bir materyaldir (Gupta ve ark. 2021). Estetik ve mekanik özelliklerinin yeterli olması, protetik restorasyonlarda zirkonyumun popüleritesini giderek artırmıştır (Sailer ve ark. 2018). İnley restorasyonların üretiminde zirkonyanın güvenilirliği klinik ve laboratuvar çalışmalarla desteklenmiştir (Bömicke ve ark. 2017; Lopez-Suarez ve ark. 2019; Dejak ve Młotkowski 2020; Kermanshah ve ark. 2020). Farklı materyallerden üretilen inley, onley ve endokronların değerlendirildiği bir çalışmada

zirkonyum, l s t içerikli porselenden ve kompozitten daha dayanıklı bulunmuştur (Dejak ve Młotkowski 2020). Günümüzde inley restorasyonların yapımında CAD/CAM teknolojisi başarı ile kullanılmaktadır (Mehl ve ark. 2010). Monolitik zirkonyum, lityum disilikat ve lityum disilikat ile g clendirilmiş alümina silikat cam seramikten yapılmıő CAD/CAM restorasyon materyallerin mekanik özelliklerinin karőılaőtırıldıđı baőka bir çalıőmada monolitik zirkonyanın mekanik performansı diğerlerinden iyi bulunmuştur (Al-Haj Husain ve ark. 2021). Bu çalıőmada da inley üretiminde zirkonyum tercih edilmiő ve çiğneme basıncına karőı dayanıklılığı test edilmiőtir.

CAD/CAM, teknolojik geliőmeler ile birlikte giderek geleneksel restorasyon üretiminin yerini almaktadır (Van Noort 2012). Bu cihazlar geleneksel üretime göre daha maliyetli olarak görülse de marjinal uyumu daha iyi restorasyonlar üretmektedir (Izadi ve ark. 2018). Bu nedenle günümüzde seramik ile yapılan bilimsel çalışmalarda CAD/CAM tercih edilmektedir. Farklı tasarımların değerlendirildiği çalışmamızda restorasyonların üretimi için CAD/CAM tercih edilmiştir.

Zirkonyum İTSDP'in sağkalım süresini uzatmak için farklı dizaynlar geliőtirilmektedir. Sad Chaar ve Kern'in (2015) yaptığı beő yıllık takip çalıőmasında, zirkonyum İTSDP başarılı bulunurken, Ohlmann ve ark. (2008) İTSDP' in bir yıllık kullanımında komplikasyon geliőtini bildirmiőtir. Bu farklılığın nedeninin İTSDP'in dizaynından kaynaklandığı düőünülmektedir. İTSDP başarılı bulunduğu çalıőmada mandibular birinci molar eksikliği olgusunda eksikliğe komőu premolar ve molar diőler inley destek olarak seçilmiőtir. Destek olarak seçilen diőlerin bukkal ve lingual yüzüne kroőe benzeri çevreleyici aksesuar kanatlar için preparasyon yapılmıőtir. İTSDP' in simantasyon alanı artırılmıőtir. Yüzey alanının artmasının, gelen yükün dağıtılmasına olanak sağladığı düőünülmektedir. Birçok çalıőmada, zirkonyadan üretilen İTSDP restorasyonların çekme, kırılma, makaslama kuvvetlerine karőı dayanıklı olduğunu rapor edilmiőtir (Mehl ve ark. 2010; Bömicke ve ark. 2020; Dejak ve Młotkowski 2020). Yapılan bu çalıőmada da monolitik zirkonyadan üretilen inley destekli sabit protezler tüm gruplarda ağız içi çiğneme basıncı için başarılı bulunmuőtur. İnley destekli sabit protezlerde, destek diő sayısı arttıka gelen kuvvetler daha fazla alana dağıtılacak ve kuvvetlerin yıkıcı etkisi azaltılacaktır (Puschmann ve ark. 2009). İnley tutucuların maruz kaldığı kuvvetler, yapıőtırma simanında yüksek gerilmeye ve devamında debondinge neden

olabilmektedir. Debonding görülen inley tutuculu protezlerin araştırıldığı bir çalışmada yapışma yüzeyindeki dentin oranının artmasının debonding üzerinde negatif etkisi olduğu raporlanmıştır (Abou Tara ve ark. 2011). Bu nedenle, bu çalışmada yapıştırma alanında mine yüzeyinin artırılması amacıyla bukkal ve lingual yüzeylere kanat tasarımı düşünülmüştür. Yapılan kanat tasarımında preparasyonun mine seviyesinde kalmasına dikkat edilmiştir. Yapılan bir çalışmada kanat kalınlığı olarak 0,6 mm tercih edilmiş ve beş yıllık klinik kullanımı başarılı bulunmuştur (Sad Caar ve Kern 2015). Abou Tara ve ark. (2011) yaptığı çalışmada da kanat kalınlığı yine 0,6 mm olarak tasarlanmış ve bu çalışma sonucunda tasarımın umut vadettiği sonucuna ulaşılmıştır. Shahin ve ark (2014) yaptığı çalışmada ise 0,7 mm kalınlığında kanat tasarlanmış ve kanat tasarımı kırılma dayanımı incelemesinde başarılı bulunmuştur. CAD/CAM cihazının sınırlamaları nedeniyle 0,5 mm' den ince yüzeyleri işleyememesi ve 1 mm' den daha fazla yapılacak preparasyonun dentin sınırına yaklaşması nedeniyle kalınlık 0,7 mm olarak belirlenmiştir.

İTSDP' de lateral ve okluzal kuvvetler en çok konnektör bölgesinde stres oluşturmaktadır (Puschmann ve ark. 2009). Çok üyeli sabit protezlerin konnektör kalınlığına; hastanın oral hijyeni, destek dişteki dikey kemik kaybı, bruksizm vb. parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi parametreler değerlendirilerek karar verilmelidir (Becker ve ark. 2019). Daha önce yapılan çalışmalarda zirkonyadan üretilmiş modifiye tasarımlı inley destekli sabit protezlerde 3 x 3 x 1,5 mm konnektör kalınlığının çiğneme dayanımına karşı başarılı bulunmuştur (Abou Tara ve ark. (2011); Shahin R ve ark. (2014) Poli eter eter ketondan üretilen modifiye inley tutuculu sabit protezlerle ilgili sekiz yıllık klinik çalışmada 4 x 3 x 2 mm ölçülerinde konnektör kalınlığı kullanılmış ve hiçbir vakada komplikasyon gözlenmemiştir (Tasopoulos ve ark. 2020). Kullanılan materyalin dayanıklılığı zirkonyum derecesinde kanıtlanmamış olduğundan konnektörün ölçüleri, dayanıklılığı artırmak adına daha büyük tercih edilmiş olabilir. Bu çalışmada da tüm örnekler için konnektör kalınlığı üretici talimatlarına uygun olarak, 3 x 3 x 1,5 mm olarak belirlenmiştir. Tüm örnekler ortalama çiğneme basıncına karşı dayanıklı bulunmuştur. Dayanıklılığı artırmak adına konnektörün kalınlığının gereksiz artırılması, protezin total ağırlığını artmasına ve dişlerin konturlarının idealden daha büyük olmasına sebep olabilecektir. Bu çalışmadaki inley destekli sabit protezlerin

tasarımında konnektör kalınlığı için belirlenen 3 x 3 x 1,5 mm ebatları güvenilirliği kanıtlanmış minimum ölçülerdir.

Seramik yüzey işlemleri ile yapıştırma simanının ve yapıştırılan yüzeyin özellikleri, çok üyeli inley destekli sabit protezler ile diş arasındaki bağlantı dayanımını önemli ölçüde etkilemektedir. Bir meta-analiz çalışmada, zirkonyumun yüzey koşullarının değiştirilmesi ve fosfat monomer içeren siman kullanımı zirkonyum restorasyon ile diş arasındaki adezyonu etkili bir şekilde artırdığı rapor edilmiştir (Özcan ve Bernasconi 2015). Laboratuvar testi ile klinik başarımın karşılaştırıldığı başka bir meta-analiz çalışmada air-abrazyon uygulamasının ve MDP içerikli simanın birlikte kullanılması en etkili yöntem olarak kabul edilmiştir (Kern 2015). Zirkonyumun simantasyon öncesi  $Al_2O_3$  ile kumlanması partikül büyüklüğünün öneminin araştırıldığı başka bir çalışmada, partikül büyüklüğünün zirkonyumun itriya stabilizasyonuna göre tercih edilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Kim ve Ahn 2021). Bu çalışmada; monolitik zirkonya İTDSP'ler 50  $\mu m$  büyüklüğündeki  $Al_2O_3$  partikülleri ile kumlanmıştır.

Metal destekli, monolitik zirkonya ve zirkonya altyapılı konvansiyonel posterior üç üyeli protezlerin kırılma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada, konvansiyonel posterior 3 üyeli monolitik zirkonyadan üretilmiş sabit protezlerin kırılma dayanımı  $1869 N \pm 211 N$  bulunmuştur (López-Suárez ve ark. 2018). Konvansiyonel protezlere kıyasla daha az girişimsel tasarımların kullanıldığı çalışmamızda total kırılma dayanımı ortalama  $894 N \pm 214 N$  bulunmuştur. Konvansiyonel protezlere nazaran daha az dayanıklı olsa da ağız içi çiğneme basıncına dayanabilen tasarımlar daha minimal invaziv olduğu için tercih edilebilirler. Bu çalışmada kanat tasarımı olan örnekler kanat tasarımı olmayan klasik inley destekli sabit protezlere göre istatistiksel olarak daha dayanıklı bulunmuştur. İlave kanat tasarımlarının, lateral kuvvetlerin yıkıcı kuvveti absorbe ederek inley ile pontik arasındaki konnektör bölgesinde stresi azaltacağı düşünülmektedir. Okluzal kuvvetler karşısında ise kanatların oturduğubasamak alanı, inleyn altında kalan oklüzal alan ile oluşan stresi paylaşarak dağıtır (Samran ve ark. 2015).

Modellerin rezin simana kimyasal olarak bağlanması, simantasyon alanının artmasının kırılma dayanımını da artırması açısından önemlidir. Bu çalışmada kanatların varlığının ek simantasyon yüzeyi oluşturarak bağlantıyı artırması

beklenmektedir. Kırılma dayanımının test edildiği çalışmalarda restorasyonların epoksi modellere simante edilmesinin testin güvenilirliğini sarsmayacağı düşünülmektedir. Partiyan ve ark. (2017) üç üyeli zirkonyum altyapılı protezlerin konnektör dizaynının kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında zirkonyumları, prepare dişlerin epoksi kopyalarına simante etmişlerdir. İTSDP'in kırılma dayanımlarının test edildiği bu çalışmada İTSDP'in kırıldığı, epoksi modellerin ise zarar görmediği gözlemlenmiştir.

Monolitik zirkonyanın simantasyonunda kullanılacak materyallerin içeriği diş hekimliğinde tartışma konusudur. Son yıllarda yapılan çalışmaların sonuçları 10-MDP içeriğinin bağlantıyı önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir (Kern ve Wegner 1998; Dos Santos ve ark. 2019, Chen ve ark. 2020). Gelişen teknoloji ile 10-MDP monomeri zirkonyum yüzey astarı, rezin siman, tribokimyasallar vb. gibi farklı ticari formlarda monolitik zirkonya simantasyonunda kullanılabilir. MDP monomerinin monolitik zirkonya simantasyonunda başarıyı artırması, en güçlü bağlantı için hangi ticari formun kullanılacağı konusunda tartışma yaratmıştır. Salem ve ark. (2019)'nın yaptığı zirkonyum simantasyonunda kullanılan 3 farklı sistemin SBS değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmada, en etkili sistem MDP monomerinin rezin simanın içinde olduğu form bulunurken, zirkonyum seramiklerin simantasyonu için astar ve rezin siman karşılaştırılmasının yapıldığı başka bir çalışma ise zirkonyum astarlarının rezin simandan bağımsız bağlantıyı güçlendirdiğini rapor etmiştir. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya simantasyonuna etkisinin incelendiği bir çalışmada da astarlamanın rezin siman içeriğinden bağımsız olarak bağlantıyı artırdığı sonucuna varılmıştır (Zhang ve Law 2018). Zirkonyum astarlarının kimyasal bileşenlerinin bağlantıya etkisinin incelendiği başka çalışmalarda da Z Prime Plus astarı diğer sistemlerden daha etkili bulunmuştur (Kobes ve Vandewalle 2013; Łagodzińska ve ark. 2014). Franz ve ark. (2021) yaptığı bir çalışmada MDP içeren farklı ürünler kullanmış ve yüzeyin astarlama ile ön işleme tabi tutulduğu grup, ön işlemsiz sadece rezin simanın olduğu gruptan istatistiksel olarak daha iyi sonuç vermiştir. Başka bir çalışmada ise yüzeyin önce Z Prime Plus ile astarlanıp Universal simanlar ile simante edildiği örnekler ile astarlama yapılmadan universal siman sistemleri ile simante edilen örneklerin SBS değerleri karşılaştırılmış ve simantasyon öncesi astarlamanın daha fazla yapışma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir (Yin ve ark. 2020). Xie ve ark. (2016) zirkonya Y-TZP simantasyonunda MDP içerikli farklı ürünleri

karşılaştırıp, MDP içerikli zirkonyum astarlarının, zirkonya yüzeyinin ön işleme tabi tutulmasının kimyasal bağlantıyı güçlendireceği sonucuna varmışlardır. Yapay yaşlandırma sonrası uzun dönemde zirkonyum dayanıklılığının araştırıldığı başka bir çalışmada da; MDP içeriği bulunmayan simanların MDP içerikli primer ile birlikte uygulanması, sadece MDP içerikli simanlar ile simante edilen zirkonyumdan daha dayanıklı bulunmuştur (Zhao ve ark. 2016). Bu çalışmada her grup iki alt gruba ayrılarak biri MDP içeren bir rezin siman (P) diğeri ise MDP içeren zirkonyum astarı ile kombine MDP içermeyen bir rezin siman (ZC) ile simante edilmiştir. Her grup için ZC ortalama kırılma dayanımı P ortalama kırılma dayanımından daha yüksek bulunmuştur. MOD-MOD grubunda ZC'nin ortalama kırılma dayanımı P'nin ortalama kırılma dayanımından istatistiksel olarak daha yüksek iken diğer gruplarda aradaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu çalışmada sadece MOD-MOD grubunda ZC'nin P'den istatistiki olarak daha yüksek sonuç vermesi simantasyon yüzeyinin büyüklüğü ile açıklanabilir. Yüzey alanı arttıkça ZC' nin P' ye karşı etkinliğinin de artacağı düşünülebilir. MOD-MOD grubunun simante alanı MO-DO grubunun simante alanından oran olarak oldukça büyüktür ve bu yüzden aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olabilir. Kroşe tasarımı grupların simantasyon yüzey alanı kroşesiz grupların simantasyon yüzey alanından yine oran olarak oldukça büyüktür ve aralarındaki fark ayrı ayrı hem MO-DO grubundan hem de MOD-MOD grubundan istatistiksel olarak anlamlıdır. Kroşe tasarımı gruplarda; kroşelerin simante edildiği yüzeyler KMOD-KMOD ve KMO-KDO gruplarının simantasyon yüzey alanının önemli bir bölümünü oluşturduğu ve her iki grupta da bulunduğu için, oran olarak bu iki grup MO-DO ile MOD-MOD grupları arasındaki simantasyon yüzey alanları oranından küçüktür. Bu nedenle aralarındaki fark istatistiki olarak anlamlı olamayabilir.

Fonksiyonel çiğneme kuvveti posterior bölgede 60-100 N olarak değişmektedir (Waltimo ve Könönen 1993). 20 mm/sn hızla 50 N yük uygulamanın 80 N fonksiyonel çiğneme kuvvetini simüle ettiği düşünülmektedir (Steiner ve ark. 2009). Örnekler, çiğneme simüle edilirken eş zamanlı termal sıklusa sokulmuştur. Beş yıllık yaşlandırmaya denk gelen 5 °C ile 55 °C arasında 45 sn – 45 sn termal siklus eşliğinde (Wolfart ve ark. 2003), 50 N yük altında 30 mm/sn hızda 60000 devirlik çevrim yapılmıştır. Örnekler 30 mm/sn azalan hızda 5 kg yük vermek maksimum çiğneme kuvvetine denk olacaktır (Shahin ve ark. 2014). Bu çalışmadaki

64 örnek, tahmini maksimum çiğneme kuvvetine direnç göstererek, çiğneme simülatöründen bozulmadan çıkmıştır.

Kırılma dayanımı testi sonucunda farklı gruplardaki tüm örnekler 486 N ile 1399 N arasında değişen kırılma dayanımı göstermişlerdir. Literatürde posterior bölgede sabit protezlerin 500 N kuvvete dayanabilmesi gerektiği belirtilmiştir (Steiner ve ark. 2009). Çalışmamızda 64 örnekten bir tanesinde belirtilen kuvvetten daha az kırılma dayanımı gözlenmiştir. Bu sonuçlara göre çalışmada kullanılan inley destekli sabit protez tasarımları başarılı kabul edilebilir. İnley destekli sabit dental protezlerin incelendiği başka çalışmalarla kıyaslandığında bu sonuçlar yüksek çıkmıştır. Benzer bir çalışmada kırılma dayanımı 264 N ile 747 N arasında bulunmuştur (Shahin ve ark. 2014). Ohlmann ve ark. (2005) ve Kılıçarslan ve ark. (2004) farklı tasarımlardaki inley destekli çok üyeli protezlerin kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarda benzer aralıkta sonuçlar elde etmişlerdir. Bu çalışmalarda inley destek olarak tek diş tercih edilmiştir. Çalışmalar arasındaki bu farkın nedeni çalışmamızda destek olarak iki dişin tercih edilmesi olabilir. Bu çalışmada çıkan kırılma dayanımı değerleri, iki destek dişte tasarlanmış, inley tutuculu sabit protezlerin yaşlandırma sonrası kırılma dayanımının araştırıldığı başka bir çalışmada çıkan sonuçların kritik aralığındadır (Lopez-Suarez ve ark. 2019). Ohlmann ve ark. (2005) yaptığı çalışmanın sonucunda 346 N ile 548 N arasında çıkan kırılma değerlerine dayanarak tek tutuculu inley destekli sabit protezleri posterior da önermemektedir. Tek dişin desteklediği inleylerin başarılı bulunduğu klinik çalışmalarda vardır (Sailer ve ark. 2018). Farklı araştırmacıların farklı görüşler belirttiği bu konuda sonuçlar tartışmalıdır ve daha çok çalışma yapılmalıdır.

İNley destekli sabit protezlere kuvvet uygulandığında stres konnektör bölgesinde yoğunlaştığından, kuvvetin lateral yük oluşturmaması için pontiğin bukkolingual kalınlığının konnektörün bukkolingual kalınlığı ile sınırlandırılması önerilmiştir (Shahin ve ark. 2014). Böylece gelen tüm yükler tip II kaldıraç sisteminde olduğu gibi destekler arasında kalacaktır. Pontinin bukkolingual mesafesinin azalması, gelecek yıkıcı etkili lateral kuvvetleri azaltacaktır. Bu durum biyomekanik olarak olumlu görünse de estetik açıdan sorun oluşturabilir. Yaptığımız çalışmada pontinin bukkolingual mesafesini küçültmek yerine, desteğin bukkolingual mesafesini artıran, abutment dişlerin bukkal ve lingual sınırlarına kanat tasarımı düşünülmüştür. Destek dişlerin lingual ve bukkal sınırındaki kanatlardan dolayı,

destek dişler tamamen prepare edilmez ve pontiğin konturları estetik beklentileri karşılayabilir.

Daha önce yapılan bazı çalışmalar MOD kaviteye yapılan inleylerin mekanik tutulumunun MO ya da DO kaviteye yapılan inleylerin mekanik tutulumundan daha iyi olduğu rapor etmişlerdir (Wiskott ve ark. 1996; Cameron ve ark. 2006). Farklı tasarımlı inley destekli kantilever protezlerin incelendiği bir çalışmada en yüksek kırılma dayanımı simantasyon alanının en yüksek olduğu grupta bulunmuştur (Shahin ve ark. 2014). Yine benzer başka bir çalışmada farklı preparasyonlar için zirkonyum inley destekli kantilever protezler incelendiğinde daha çok preparasyon yapılan örneklerle üretilen restorasyonlar daha dayanıklı bulunmuştur (Bishti ve ark. 2019). Bu çalışmadaki grupların kırılma dayanımları incelendiğinde, simantasyon yüzey alanı (SYA) ile kırılma dayanımının doğru orantılı olduğu görülmektedir. Grupların SYA hesaplanıp birbirine oranlandığında, aksesuar kanatların varlığı gruplar arasında büyük farka neden olduğu görülmüştür. Bu durum KMOD-KMOD ve KMO-KDO gruplarını ile MO-DO ve MOD-MOD grupları arasındaki kırılma dayanım değerlerinin istatistiksel olarak farklı olmasını açıklamaktadır. Grup alt grup etkileşimi incelendiğinde ise MOD-MOD grubundaki ZC alt grubu tüm kanat tasarımı kullanılmayan alt gruplarından istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir. Bu durumun, kanat tasarımı olmayan grupların arasındaki SYA oranından (1,82) kaynaklandığı düşünülmektedir. Kanat tasarımı kullanılan alt gruplar arasında kırılma dayanım değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır. Bu grupların arasındaki SYA oranı (1,15) ise çok düşüktür. Bu bilgilere göre monolitik zirkonyanın SYA'nın artışı, ZC'nin P üzerindeki üstünlüğünü artırdığı düşünülebilir.

Zirkonya bağlanma yöntemlerinin incelendiği sistematik bir derlemede bukkolingual kavrayıcı unsurların sağkalım oranını yükselttiği savunulmaktadır (Quigley ve ark. 2020). Yine farklı tasarımların etkinliğinin incelendiği benzer başka bir çalışmada çift kanat tasarımının istatistiki olarak en etkili tasarım olduğu sonucuna varılmıştır (Bishti ve ark. 2019). Yaptığımız çalışmada kroşe tasarımlı grupların total ortalama kırılma dayanımı kroşe tasarımı olmayan grupların total ortalama kırılma dayanımından istatistik olarak yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni olarak; bukkolingual ekseninde gelen kuvvetin geldiği yöndeki kanadın destek diş ile simante edildiği yüzeyde kuvveti absorbe ederek inleyin bukkolingual simante

yüzeylerinde stresi azalttığı düşünülebilir. Yine oklüzalden gelen kuvvetler varlığında destek dişlerin üzerindeki kanatların simante edildiği basamakların konnektördeki stresi azaltacağı düşünülebilir.

Tasarımların gerçek bir dişe simante edilmemesi, çiğneme simülatörünün restorasyonlara sadece oklüzalden kuvvet uygulaması bu çalışmanın sınırlamaları olarak kabul edilebilir. Bu çalışmada kullanılan tasarımların klinik çalışmalarda kullanılması daha faydalı bilgiler verecektir.



## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Farklı tasarımlardaki monolitik zirkonya inleylerin incelendiği bu çalışmada şu sonuçlara varılmıştır:

- İnley destekli sabit protezlerde kanat tasarımı çiğneme basıncı için yeterli kırılma dayanımına sahiptir.
- Zirkonya inleylerin simantasyonunda 10-MDP içeren astarlar zirkonya yüzey özelliklerini değiştirerek simantasyonu olumlu etkilemektedir.



## 7. KAYNAKLAR

- Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(5):503–9.
- Bergenholtz G, Nyman S. Endodontic Complications Following Periodontal and Prosthetic Treatment of Patients With Advanced Periodontal Disease. *J Periodontol.* 1984; 55(2):63–8.
- Botelho MG, Leung KCM, Ng H, Chan K. A retrospective clinical evaluation of two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(6):783–8.
- Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55 months. *J Dent.* 2012; 40(9):783–6.
- Shahin R, Tannous F, Kern M. Inlay-retained cantilever fixed dental prostheses to substitute a single premolar: Impact of zirconia framework design after dynamic loading. *Eur J Oral Sci.* 2014; 122(4):310–6.
- Becker M, Chaar MS, Garling A, Kern M. Fifteen-year outcome of posterior all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses. *J Dent.* 2019; 89.
- Grivas E, Roudsari R V., Satterthwaite JD. Composite inlays: a systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2014; 22(3):117–24.
- Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. C. 45, *Journal of Oral Rehabilitation.* Blackwell Publishing Ltd; 2018. s. 903–20.
- Ritter A V, Fahl N, Vargas M, Maia RR. The Direct-Indirect Technique for Composite Restorations Revisited. *Compend Contin Educ Dent.* 2017; 38(6):e9–12.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1993, 1. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Wassell R, Walls A, McCabe F. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. 2000, *Journal of Dentistry.* 28: 375-382.
- Roulet J.F., Wilson N., Fuzzi M. Advances in operative dentistry. 2001, 13; 168-9
- Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: A review C. 5, *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry.* Clin Cosmet Investig Dent; 2013. s. 21–32.
- D’Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, De Angelis F, et all. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. C. 36, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995).* Compend Contin Educ Dent; 2015. s. 570–8.
- Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. C. 30, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* Blackwell Publishing Ltd; 2018. s. 193–215.
- Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: A review. C. 44, *Australian Dental Journal.* Australian Dental Association Inc.; 1999. s. 157–68.
- Griggs JA. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations [Internet]. C. 51, *Dental Clinics of North America.* Dent Clin North Am; 2007. s. 713–27.
- Dikbaş İ, Köksal T, Çapa N. Seramik İnley ve Onley Restorasyonlar/ Ceramic Inlay And Restorations. *J Istanbul Univ Fac Dent.*; 2012; 41(1–2):71–82.
- Coşkun, A., Yaluğ, S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 5: 97-102.
- Rathmann F, Bömicke W, Rammelsberg P, Ohlmann B. Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study. *J Dent.* 2017; 64:68–72.
- Kiliçarslan A, Sema Kedici P, Cenker Küçükeşmen H, Uludağ BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(4):365–70.

- Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand.* 2005; 63(6):335–42.
- Monaco C, Cardelli P, Bolognesi M, Scotti R, Ozcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prosthesis: clinical and laboratory procedures. *Eur J Esthet Dent.* 2012; 7(1):48–60.
- Sad Chaar M, Kern M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design. *J Dent.* 2015; 43(12):1411–5.
- Merrill TC, Mackey T, Luc R, Akciğer D, Bir Naseem, et al. Effect of Chairside CAD/CAM Restoration Type on Marginal Fit Accuracy: A Comparison of Crown, Inlay and Onlay Restorations: *Eur J Prosthodont Restor Dent.*; 18 Dec 2020.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011 Jun; 56 Suppl 1:97-106.
- Liu PR, Essig ME. A Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. C. 29, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995).* 2008.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1):4–9.
- Sampaio FBWR, Özcan M, Gimenez TC, Moreira MSNA, Tedesco TK, et al. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. C. 31, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* Blackwell Publishing Ltd; 2019. s. 561–71.
- Denissen H, Crossed D, Signozic A, Van Der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 2000 ; 84(5):506–13.
- Palin W, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update.* 2005; 32(10):566–72.
- Papaspyridakos P, Mariano A, De Souza A, Kotina E, Kudara Y, et al. Digital Workflow With a Triple Scanning Technique for Implant Rehabilitation in the Esthetic Zone. *Compend Contin Educ Dent.* 2020; 41(9):e5–9.
- Sivaramakrishnan G, Alsobaiei M, Sridharan K. Patient preference and operating time for digital versus conventional impressions: a network meta-analysis. *Aust Dent J.* 2020; 65(1):58–69.
- Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc.* 2004 ; 135 Suppl:11S-16S.
- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001; 132(9):1301–3.
- Wu L, Sun Z, Zhao J, Zheng Y. Retrospective clinical study of monolithic zirconia crowns fabricated with a straightforward completely digital workflow. *J Prosthet Dent.* 2021 Mar 4:S0022-3913(21)00061-5.
- Negm EE, Aboutaleb FA, Alam-Eldein AM. Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. *J Prosthodont.* 2019; 28(7):804–10.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec; 92(6):557-62.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 1714-1723.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289- 1296.
- Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry-Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials (Basel).* 2021 Mar 24; 14(7):1592.

- Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 2019 Apr; 63(2):175-197.
- Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont.* 2019 Feb; 28(2):e496-e503.
- Klosa K, Boesch I, Kern M. Long-term bond of glass ceramic and resin cement: evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative etching agent for lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent.* 2013 Aug; 15(4):377-83.
- LeSage BP. CAD/CAM: Applications for transitional bonding to restore occlusal vertical dimension. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 32(2):132-40.
- Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative Evaluation of the Internal and Marginal Adaptations of CAD/CAM Endocrowns and Crowns Fabricated from Three Different Materials. *Int J Prosthodont.* 2019
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141:10S-14S.
- Conrad HJ, Wook-Jin Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
- Solá-Ruiz MF, Baixauli-López M, Roig-Vanaclocha A, Amengual-Lorenzo J, Agustín-Panadero R. Prospective study of monolithic zirconia crowns: clinical behavior and survival rate at a 5-year follow-up. *J Prosthodont Res.* 2020 ;
- Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14(5):633-45.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009; 25(1):121-8.
- Hajhamid B, De Souza GM. Irradiation therapy and chewing simulation: effect on zirconia and human enamel. *J Prosthodont Res.* 2020 ;
- Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *J Prosthodont Res.* 2020
- D'Addazio G, Santilli M, Rollo ML, Cardelli P, Rexhepi I, et al.. Fracture resistance of Zirconia-reinforced lithium silicate ceramic crowns cemented with conventional or adhesive systems: An in vitro study. *Materials (Basel).* 2020
- Yanover L, Tickotsky N, Waggoner W, Kupietzky A, Moskovitz M. Zirconia crown performance in primary maxillary anterior teeth: a retrospective photographic and radiographic cohort study. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2020
- Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* 2018 Sep; 97(10):1082-1091.
- Santos F, Branco A, Polido M, Serro AP, Figueiredo-Pina CG. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018; 88:251-60.
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014 ; 93(1):62-7.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *C. 20, Biomaterials.* Elsevier Sci Ltd; 1999. s. 1-25.
- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002; 18(8):590-5.
- Soult MD, Lien W, Savett D, Gallardo FF, Vandewalle KS. Effect of high-speed sintering on the properties of a zirconia material. *Gen Dent.* 2019; 67(5):30-4.

- Filatov D, Kazantseva I, Antonov D, Antonov I, Shenina M, et al. Conductive Atomic Force Microscopy Study of the Resistive Switching in Ytria-Stabilized Zirconia Films with Au Nanoparticles. *Scanning* 2018.
- Nam JY, Park MG. Effects of treatment with aqueous and acid-based coloring liquid on the color of zirconia. *J Prosthet Dent* .2019; 121(2):363.e1-363.e5.
- Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(4):593–9.
- Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(2):111–6.
- Lee JJW, Kwon JY, Bhowmick S, Lloyd IK, Rekow ED, et al. core failure in adhesively bonded all-ceramic crown layers. *J Dent Res*. 2008; 87(4):363–6.
- Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dent Mater*. 2013; 29(7):742–51.
- Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent*. 2001; 86(5):495–510.
- Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*. 2008; 17(8):621–6.
- Memarian M, Sadighpour L, Nosratpour R, Fard MJK. Marginal Adaptation and Internal Fit of Posterior 3-Unit Zirconia FPDs Fabricated with Different CAD/CAM Systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent* .2017 25(2):79–85.
- Wolf DM, Powers JM, O’Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater*. 1992; 8(3):158–61.
- Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994; 72(4):355–9.
- Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded Custom-Made Zirconia and Titanium Implants Show Similar Osseointegration: An Animal Experiment. *J Periodontol*. 2004; 75(9):1262–8.
- Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent, *J Oral Rehabil*. 2004; 31: 785-789.
- Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, 2007; 38(9):745-53.
- Piwowarczyk A, Lauser HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative Dentistry*. 2005; 30 (3),382-388.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods, *Dental Mater*. 2007; 23: 45-50
- Blixt M, Adamczak E, Linde’n L, Ode’n A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: Effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont*. 2000; 13:221–226.
- Kim H-K, Ahn B. Effect of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Sandblasting Particle Size on the Surface Topography and Residual Compressive Stresses of Three Different Dental Zirconia Grades. *Materials (Basel)*. 2021; 14(3):610.
- Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 111: 498–501, 1997.
- Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000; 118: 288–94,

- Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1992; 101: 414–9.
- Anagnostopoulos T, Eliades G, Palaghias G. Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. *Dent Mater*. 1993; 9(3):182–90.
- Iorio-Siciliano V, Marenzi G, Blasi A. Influence of platform-switched, laser-microtextured implant on marginal bone level: a 24-Month Case Series Study. *Int J Oral Max Impl* 2016; 31(1): 162– 166.
- De Angelis F, D'Arcangelo C, Buonvivere M, Rondoni GD, Vadini M. Shear bond strength of glass ionomer and resin-based cements to different types of zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Dec; 32(8):806-814.
- Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont* .2015; 7(6):475–83.
- Söderholm KJM, Mondragon V, Garcea I. Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir copings: an in vitro study. *BMC Oral Health* 2003; Feb 7, 3(1):1.
- Kurata S, Umemoto K. Effect of aluminoborate whiskers on mechanical properties of polycarboxylate cements. *Dent Mater J*. 2008 Jul; 27(4):561-4.
- Yamazaki A, Hibino Y, Honda M, Nagasawa Y, Hasegawa Y, et al. Effect of water on shear strength of glass ionomer cements for luting. *Dent Mater J*. 2007 Sep; 26(5):708-12.
- Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006 Feb; 22(2):195-200.
- Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res* . 2018; 97(2):132–9.
- Al-Haj Ali SN, Farah RI. In vitro comparison of microleakage between preformed metal crowns and aesthetic crowns of primary molars using different adhesive luting cements. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2018; 19(6):387–92.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *C. 28, Biomaterials*. *Biomaterials*; 2007; s. 3757–85.
- Abu Ruja M, De Souza GM, Finer Y. Ultrashort-pulse laser as a surface treatment for bonding between zirconia and resin cement. *Dent Mater*. 2019 Nov; 35(11):1545-1556.
- Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J* . 2019; 38(6):955–62
- Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *C. 11, Clinical Oral Investigations*. Springer Verlag. 2007; s. 5–33.
- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* . 2011; 56(SUPPL. 1):59–66.
- Shibuya K, Ohara N, Ono S, Matsuzaki K, Yoshiyama M. Influence of 10-MDP concentration on the adhesion and physical properties of self-adhesive resin cements. *Restor Dent Endod*. 2019; 44(4).
- Carrilho E, Cardoso M, Ferreira MM, Marto CM, Paula A, et al. 10-MDP based dental adhesives: Adhesive interface characterization and adhesive stability-A systematic review. *C. 12, Materials*. MDPI AG; 2019
- Park EY, Kang S. Current aspects and prospects of glass ionomer cements for clinical dentistry. *Yeungnam Univ J Med* . 2020; 37(3):169–78.
- Weiser F, Behr M. Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review. *J Prosthodont* . 2015; 24(2):100–8.
- Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry - A review: FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J*. 2000; 50(1):1–12.
- Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006; 22(8):712–34.

- Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(3):330–6.
- Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*. 1986 ; 2(6):235–40.
- Kurella KS, Thiyaneswaran N, Abhinav RP. Comparison of accuracy/dimensional stability of high-rigid vinyl polysiloxane, polyvinyl siloxane, and polyether impression materials in full arch implant-supported prosthesis: In vitro study. *J Long Term Eff Med Implants*. 2020; 30(3):179–86.
- Khan SA, Tushar, Nezam S, Singh P, Kumari N, et al. Comparison and Evaluation of Linear Dimensional Accuracy of Three Elastomeric Impression Materials at Different Time Intervals Using Vision Inspection System: An In Vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2020; 10(6):736–42
- Yang B, An Q. Density Functional Theory-Assisted Synthesis of Self-Curing Epoxy–Acrylic Resin. *Front Chem*. 2021; 8.
- Irusa K, Al-rawi B, Donovan T, Alraheam IA. Survival of Cast Gold and Ceramic Onlays Placed in a School of Dentistry: A Retrospective Study. *J Prosthodont*. 2020; 29(8):693–8.
- Gupta S, Abdulmajeed A, Donovan T, Boushell L, Bencharit S, et al. Monolithic Zirconia Partial Coverage Restorations: An In Vitro Mastication Simulation Study. *J Prosthodont*. 2020; 30(1).
- Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, et al.. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *C. 29, Clinical Oral Implants Research*. Blackwell Munksgaard. 2018; s. 184–98.
- Bömicke W, Rathmann F, Pilz M, Bermejo JL, Waldecker M, et al. Clinical Performance of Posterior Inlay-Retained and Wing-Retained Monolithic Zirconia Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: Stage One Results of a Randomized Controlled Trial. *J Prosthodont*. 2020
- López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent* . 2018; 73:97–104.
- Mehl C, Ludwig K, Steiner M, Kern M. Fracture strength of prefabricated all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2010; 26(1):67–75.
- Dejak B, Młotkowski A. A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endocrowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA. *Dent Mater* .2020 ; 36(7):854–64.
- Kermanshah H, Motevasselian F, Kakhaki SA, Özcan M. Effect of ceramic material type on the fracture load of inlay-retained and full-coverage fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent*. 2020; 7(1):62–70.
- Al-Haj Husain N, Dürr T, Özcan M, Brägger U, Joda T. Mechanical stability of dental CAD-CAM restoration materials made of monolithic zirconia, lithium disilicate, and lithium disilicate-strengthened aluminosilicate glass ceramic with and without fatigue conditions. *J Prosthet Dent* . 2021
- Van Noort R. The future of dental devices is digital. *C. 28, Dental Materials*. Elsevier Inc. 2012; s. 3–12.
- Izadi A, Vafae F, Shishehian A, Roshanaei G, Fathi Afkari B. Evaluation of dimensional accuracy of dental bridges manufactured with conventional casting technique and CAD/CAM system with Ceramill Sintron blocks using CMM. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2018 ; 12(4):264–71.
- Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study. *J Dent*. 2008 ; 36(9):692–6.
- Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* . 2009; 117(3):312–8.
- Abou Tara M, Eschbach S, Wolfart S, Kern M. Zirconia ceramic inlay-retained fixed dental prostheses - First clinical results with a new design. *J Dent*. Mart 2011; 39(3):208–11.

- Tasopoulos T, Pachiou A, Kouveliotis G, Karaiskou G, Ottenga M, et al. An 8-Year Clinical Outcome of Posterior Inlay Retained Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis Utilizing High Performance Polymer Materials: A Clinical Report. *J Prosthodont* .2020.
- Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*.2015; 17(1):7–26.
- Kern M. Bonding to oxide ceramics - Laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*. 2015; 31(1):8–14.
- Samran A, Nassani MZ, Aswad M, Abdulkarim A. A modified design for posterior inlay-retained fixed dental prosthesis. *Case Rep Dent* . 2015
- Partiyan A, Osman E, Rayyan MM, Aboushelib M, Ibrahim A, et al. Fracture resistance of three-unit zirconia fixed partial denture with modified framework. *Odontology*. 2017; 105(1):62–7.
- Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, et al.. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci Rep*. 2017; 7.
- dos Santos RA, de Lima EA, Mendonça LS, de Oliveira JE, Rizuto AV, et al. Can universal adhesive systems bond to zirconia? *J Esthet Restor Dent*. 2019; 31(6):589–94.
- Chen B, Yan Y, Xie H, Meng H, Zhang H, et al. Effects of tribochemical silica coating and alumina-particle air abrasion on 3Y-TZP and 5Y-TZP: Evaluation of surface hardness, roughness, bonding, and phase transformation. *J Adhes Dent* . 2020; 22(4):373–82.
- Salem R, Ozkurt-Kayahan Z, Kazazoglu E. In Vitro Evaluation of Shear Bond Strength of Three Primer/Resin Cement Systems to Monolithic Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2019; 32(6):519–25.
- Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018; 97(2):140–7.
- Kobes KG, Vandewalle KS. Bond strength of resin cements to zirconia conditioneel with primers. *Gen Dent* . 2013 ; 61(6):73–6.
- Łagodzińska P, Bociong K, Dejak B. Influence of primers ' chemical composition on shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Polim Med*. 2014; 44(1):13–20.
- Yin Z, Zhan DS, Fu J le. Effects of adhesive and primer on the bonding strength of zirconia to resin cement. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2020; 38(4):376–9.
- Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, et al. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? *Dent Mater*. 2016; 32(3):403–11.
- Zhao L, Jian YT, Wang XD, Zhao K. Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent*. 2016; 116(5):790–6.
- Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*. 2009; 25(4):494–9.
- Quigley NP, Loo DSS, Choy C, Ha WN. Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia: A systematic review [Internet]. C. 125, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc. 2020.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Murat	<b>Soyadı</b>	KEÇECİ
<b>Doğum Yeri</b>	KONYA	<b>Doğum Tarihi</b>	
<b>E-mail</b>		<b>Uyruğu</b>	Türkiye Cumhuriyeti

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Lisans</b>	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
<b>Doktora</b>	Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2021

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl - Yıl)</b>
Diş Tabibi	Konya (Özel Muayenehane)	2014-2015
Diş Tabibi	Şanlıurfa Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi	2015-2016
Diş Tabibi	Konya Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi	2016-2020
Diş Tabibi	Beyhekim Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2020-...

<b>Yabancı Dil</b>	İngilizce
--------------------	-----------

### Yayınları/Tebliğleri/Sertifikaları/Ödülleri

Ağartma Ajanlarının Farklı Rezin Kompozitlerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi

#### Sertifikalar

Konya Diş Hekimleri Bilimsel Programı Uluslar Arası Hipnoz Araştırmacıları Derneği Hastada Hiptonik Algı Oluşturma Konulu Bilimsel Program Katılım Sertifikası

International Union Of Universities 8<sup>th</sup> Congress Dental Implantology Certificate Of Attendance

Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği 1. Bilimsel Etkinliği Sürekli Prostodonti Katılım Sertifikası

Idu-Dent 2020 International Dentistry & Health Congress Certificate Of Appreciation

#### Özel İlgi Alanları:

Satranç, tarihi ve felsefi kitaplar, futbol, telli müzik enstrümanları, sinema

## 9. EKLER

### Ek 1: Etik Kurul Onayı



T.C.

**NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ  
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Sayı : 03-26

25.03.2021

**Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKEMEN**

Kurulumuzun 25.03.2021 tarih ve 2021/03-26 sayılı kararıyla, yürütücüsü olduğunuz “Zirkonya İnley Tutuculu Kantilever Sabit Dental Protezlerde; Farklı Tasarımların Kırılma Dayanımına Etkisi” başlıklı tez başlığının, “İnley Tutuculu Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezlerde Farklı Tasarımların Kırılma Dayanımına Etkisi” başlığıyla değiştirilmesi, etik ilkelere uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla.

**Prof.Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK**

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurul Bşk.