

**FARKLI MARKA MONOLİTİK ZİRKONYA  
MATERYALLERİNDEN ÜRETİLEN İNLEY...**

**Hilal ŞİRİNER GÜMÜŞ**  
**İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi**  
**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**  
**Ortak Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT**  
**Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Caner YILMAZ**

**Doktora Tezi – 2015**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI MARKA MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALLERİNDEN  
ÜRETİLEN İNLEY TUTUCULU KÖPRÜLERİN KIRILMA  
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hilal ŞİRİNER GÜMÜŞ**

**İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Ortak Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT**

**Ortak Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Caner YILMAZ**

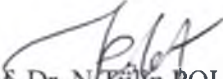
**Bu Araştırma TÜBİTAK Tarafından  
114S860 Proje Numarası ile Desteklenmiştir.**

**MALATYA  
2015**


## KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi ile Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; **Hilal ŞİRİNER GÜMÜŞ'ün** “**Farklı Marka Monolitik Zirkonya Materyallerinden Üretilen İnce Tutuculu Köprülerin Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi**” konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi 09/10/2015

  
Prof. Dr. N. Fülün POLAT  
İnönü Üniversitesi  
Tez Danışmanı  
Jüri Başkanı

Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN  
Cumhuriyet Üniversitesi  
Üye




Yrd. Doç. Dr. Esma Başak GÜL  
İnönü Üniversitesi  
Üye



Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR  
Başkent Üniversitesi  
Üye



Yrd. Doç. Dr. Sedef TOPÇUOĞLU  
Zirve Üniversitesi  
Üye



### ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun ....../....../2015 tarih ve 2015/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ  
Enstitü Müdürü

# İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vi
ABSTRACT .....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Adeziv Köprü Restorasyonlar .....	3
2.1.1. Adeziv Köprülerin Avantajları .....	3
2.1.2. Adeziv Köprülerin Dezavantajları .....	4
2.1.3. Adeziv Köprülerin Endikasyonları .....	4
2.1.4. Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları.....	4
2.1.5. Yapılışına Göre Adeziv Köprülerin Sınıflandırılması .....	5
2.1.6. İdeal Bir Restorasyonda Olması Gereken Özellikler:.....	6
2.1.7. Köprü Protezlerinde Kavite Preparasyonunun ve Konnektörün Önemi.....	7
2.2. CAD/CAM Sistemleri.....	8
2.2.1. Verilerin Toplanması.....	9
2.2.2. Restorasyonun Tasarımı.....	9
2.2.3. Restorasyon Üretimi.....	9
2.2.4. CAD/CAM Uygulamalarının Avantajları .....	9

2.2.5. CAD/CAM Uygulamalarının Dezavantajları .....	10
2.3. Zirkonyum.....	10
2.3.1. Mikroyapılarına Göre Zirkonyum Formları.....	10
2.3.2. Zirkonyanın Transformasyon Sertliği Mekanizması .....	12
2.3.3. Üretim Şekillerine Göre Zirkonya .....	13
2.3.4. Y-TZP Seramiklerin Avantajları: .....	14
2.3.5. Y-TZP Seramiklerin Dezavantajları .....	15
2.3.6. Zirkonyumun Dişhekimliğinde Kullanımı.....	15
2.3.7. Zirkonyumun Yaşlanması.....	16
2.3.8. Monolitik Zirkonya.....	19
2.3.9. Monolitik Zirkonyanın Yaşlanması .....	19
2.4. Yaşlandırma Testleri .....	20
2.4.1. Depolama ile Yaşlandırma.....	21
2.4.2. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma.....	21
2.4.3. Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	21
2.5. Mekanik Testler .....	23
2.5.1. Bükme Testleri.....	23
2.5.2. Çarpma Dayanıklılığı Testleri.....	24
2.5.3. Sertlik Testi .....	24
2.5.4. Gerçek Numunelerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler.....	24

2.6. Yapısal Karakterizasyon Testleri .....	25
2.6.1. Termal Analiz Yöntemleri .....	25
2.6.2. Elektron Mikroskobu .....	27
3. MATERYAL VE METOT .....	29
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	29
3.2. Numunelerin Hazırlanması .....	32
3.3. Kavitelelerin Preparasyonu .....	32
3.4. Ölçü Alınması ve Epoksi Rezin Model Oluşturulması.....	35
3.5. Restorasyonların Taranması ve Tasarlanması.....	36
3.6. Restorasyonların Üretilmesi.....	39
3.7. Numunelerin Simantasyonu .....	40
3.8. Numunelere Termal Siklus Uygulanması.....	42
3.9. Numunelere Basma Testi Uygulanması.....	43
3.10. Kırık Hattının SEM ile Görüntülenmesi .....	44
3.11. Diferansiyel Termal Analiz (DTA)'in Uygulanması.....	44
3.12. İstatistiksel Değerlendirme .....	44
4. BULGULAR.....	45
4.1. Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi.....	45
4.1.1. Zirconia Prettau Markalı Numunelere Ait Bulgular .....	46
4.1.2. Copran Zr-i Monolith Markalı Numunelere Ait Bulgular .....	46

4.1.3. Katana Zirconia Markalı Numunelere Ait Bulgular .....	47
4.2. Markaların Karşılaştırılmasına Ait Bulgular.....	48
4.3. Kırılma Tipleri .....	49
4.4. Numunelerin SEM Görüntüleri.....	50
4.5. Termal Karakterizasyon.....	54
5. TARTIŞMA .....	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	66
KAYNAKLAR .....	67
EKLER.....	76
EK-1. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge.....	76

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bana yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini, yardımını esirgemeyen ve tezimin her aşamasında katkısı olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT'a;

Yardımlarından ve tezime olan katkılarından dolayı ortak tez danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Caner YILMAZ ve Prof. Dr. Hüsnü YAVUZYILMAZ'a;

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve öğrenimime katkıları bulunan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımı eğlenceli hale getiren, bana hep destek olan değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma;

Doktora süresince bana emeği geçen, işimi kolaylaştıran ve desteğini esirgemeyen çok değerli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanlarına;

Doktora eğitimim süresindeki yardımlarından ve tezime olan katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Ahmet GÜLTEK'e,

Yardımlarından dolayı Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Hakan AKIN'a,

İstatistiksel değerlendirmelerindeki katkılarından dolayı Prof. Dr. Saim Yoloğlu'na;

Hayatımın her döneminde yanımda olup beni destekleyen, maddi ve manevi yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli aileme;

Beni sabır ve anlayışla destekleyen, pek çok fedakârlıkta bulunan sevgili eşim Şener GÜMÜŞ'e

Sonsuz teşekkür ediyorum.



## ÖZET

### Farklı Marka Monolitik Zirkonya Materyallerinden Üretilen İnley Tutuculu Köprülerin Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, iki farklı preparasyon tipine göre, üç farklı marka monolitik zirkonya materyalinden üretilen, inley tutuculu köprülerin termal siklus uygulaması yapılarak ve yapılmaksızın kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada yapılacak kavite preparasyonları için alt sağ ve sol birinci büyük azı dişlerinin eksikliğini taklit eden bir model oluşturuldu. Modelin bir tarafına tüp şekilli diğer tarafına kutu şekilli preparasyon yapıldı. İlave tip silikon ölçü maddesi kullanılarak puty wash tekniği ile elde edilen ölçülerden, 72'şer tane epoksi rezin model hazırlandı. Her bir preparasyon tipi için Zirconia Prettau (ZirkonZahn, İtalya), Katana Zirconia (Noritake, Japonya) ve Copran Zr-i monolith (White Peaks, Almanya) monolitik zirkonya materyallerinden 24'er adet inley tutuculu köprü restorasyonu üretildi. Her bir restorasyon kendi epoksi modeline dual cure rezin yapıştırma simanı ile talimatlara uygun olarak simante edildi. Her grubun yarısına termal siklus uygulandı (10.000 siklus, 5-55°C). Numuneler universal test cihazında kafa hızı 0.5mm/dk olacak şekilde kırılma testine tabi tutuldu. Elde edilen veriler, SPSS programına yüklenerek istatistiksel analiz yapıldı. Kırık bölgeleri SEM ile incelendi ve her gruptan birer numuneye yapısal değişimi incelemek için DTA (Differential Thermal Analysis) uygulandı.

**Bulgular:** Tüm marka numunelerinin her iki kavite tipi için termal siklus öncesi ve sonrası kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ( $p \geq 0.05$ ). Fakat SEM ve DTA uygulaması sonucu 1 yıllık yaşlandırmanın monolitik zirkonyanın yapısında bir miktar değişim oluşturduğu görüldü. Tüm grupların her iki kavite tipi arasında restorasyon dayanıklılığı arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p \geq 0.05$ ). Her markanın aynı kavite tipleri arasında da dayanıklılık açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p \geq 0.05$ ).

**Sonuç:** Çalışmada kullanılan markalara ait restorasyonların iki kavite çeşidinde de posterior bölge tek diş eksikliğinde kullanımı uygun bulunmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** İnley Tutuculu Köprü, Kutu Şekilli Preparasyon Tekniği, Monolitik Zirkonya, Termal siklus, Tüp Şekilli Preparasyon Tekniği

## ABSTRACT

### **The Evaluation of Flexural Strength of Inlay-Retained-Dentures Constructed with Different Brand Monolithic Zirconia Materials**

**Aim:** The purpose of this study is to evaluate the flexural strength of inlay-retained dentures produced from three different brands of monolithic zirconia material, based on two different types of preparation and with and without thermal cycling applications.

**Material and Method:** A model was created that mimics the lack of right and left mandibular first molar in order to be used to make the cavity preparations. On one side of the model a tube shaped cavity and on the other side a box shaped cavity was prepared. Seventy-two epoxy resin model was prepared using addition-type silicon impression material by putty-wash technique. Twenty-four inlay-retained bridge restorations from each monolithic zirconia material [Zirconia Prettau (Zirkonzahn, Italy), Katana Zirconia (Noritake, Japan) and Copran Z-i monolith (White Peaks, Germany)] were fabricated (manufactured) for each preparation type. Each restoration was cemented to its own epoxy model with the dual-cure adhesive resin cement according to the manufacturers' instructions. Half of each group was applied to thermal cycles (10,000 cycles, 5-55°C). Samples were subjected to the flexural strength test by a universal tester with a crosshead speed of 0.5mm / min. The obtained data were uploaded to SPSS program and analyzed statistically. Fracture zones were examined by SEM and to examine the structural changes, DTA (Differential Thermal Analysis) was applied to a sample from each group.

**Results:** There were no statistically significant difference between the flexural strengths of all brands with both cavity designs and pre and post-thermal cycles ( $p \geq 0.05$ ). However, SEM and DTA results showed that there were some changes in the structure of monolithic zirconia after aging 1 year. In all groups, there was no significant difference in the stability of restoration between the two cavity types ( $p \geq 0.05$ ). There was no statistically significant difference in terms of the strength of each brand in the same cavity design ( $p \geq 0.05$ ).

**Conclusion:** The restorations of the brands used in the study for two kinds of cavity preparation were found to be suitable for use in a single posterior tooth loss.

**Key words:** Box-Shaped Preparation Technique, Inlay Retained Bridges, Monolithic Zirconia, Termocycle, Tube-Shaped Preparation Technique

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde
<b>±</b>	: Artı – eksi
<b>≥</b>	: Büyük eşit
<b>&lt;</b>	: Küçük
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>°</b>	: Derece
<b><math>\bar{x}</math></b>	: Ortalama
<b>C</b>	: Kübik faz
<b>C°</b>	: Santigrat Derece
<b>CAD</b>	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
<b>CAM</b>	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
<b>CaO</b>	:Kalsiyum oksit
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>Co-Cr</b>	: Kobalt-krom
<b>dk</b>	: Dakika
<b>DO</b>	: Disto-oklüzal
<b>DTA</b>	: Differential Thermal Analysis (Diferansiyel Termal Analiz)
<b>FDP</b>	: Fixed Dental Prosthesis (Sabit dental protez)
<b>GPa</b>	: Gigapascal
<b>H<sub>2</sub>O</b>	: Su molekülü
<b>IRFDP</b>	: Inlay Retained Fixed Dental Prosthesis (İnley Tutuculu Sabit Dental Protez)
<b>ISO</b>	: International Standardization Organization (Uluslararası Standart Organizasyonu)
<b>K<sup>-1</sup></b>	: Isısal genleşme katsayısı

<b>LTD</b>	: Low Temperature Degradation (Düşük Sıcaklık Bozunması)
<b>M</b>	: Monoklinik faz
<b>MgO</b>	: Magnezyum oksit
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetre kare
<b>mm<sup>3</sup></b>	: Milimetre küp
<b>MO</b>	: Mezio-oklüzal
<b>MOD</b>	: Mezio-oklüzo-distal
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>n</b>	: Numune sayısı
<b>N</b>	: Newton
<b>p</b>	: Anlamlılık
<b>pH</b>	: Asitlik birimi
<b>PSZ</b>	: Partially Stabilized Zirconia (Yarı stabil zirkonya)
<b>SD</b>	: Standard Deviation (Standart Sapma)
<b>sn</b>	: Saniye
<b>t → m</b>	: Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş
<b>T</b>	: Tetragonal faz
<b>TS</b>	: Termal siklus
<b>vb.</b>	: Ve benzeri
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Yttrium oksit
<b>Y-TZP</b>	: Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal (Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali)
<b>Zr</b>	: Zirkonyum
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum oksit (zirkonya)
<b>ZrSiO<sub>4</sub></b>	: Zirkonyum silikat (zirkon)

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil no</b>	<b>Sayfa no</b>
Şekil 2.1. Restorasyonun ışık geçirgenliği <b>A</b> ; zirkon-seramik restorasyon, <b>B</b> ; metal-seramik restorasyon .....	6
Şekil 2.2. İdeal seramik inley kavite preparasyonu .....	8
Şekil 2.3. Zirkonya kristalinin yapıları .....	10
Şekil 2.4. Zirkonyanın faz geçiş şeması .....	11
Şekil 2.5. Zirkonyada meydana gelen transformasyon mekanizması .....	12
Şekil 2.6. Zirkonyada meydana gelen transformasyon sonucu suyun ilerleyişi ve hacim artışı .....	18
Şekil 2.7. <b>A</b> ; DTA cihazı, <b>B</b> ; DTA cihazının şematik görüntüsü.....	26
Şekil 2.8. Elektron mikroskobu .....	27
Şekil 3.1. Kullanılan bloklar <b>A</b> ; Zirconia Prettau, <b>B</b> ; Copran Zr-i Monolith, <b>C</b> ; Katana Zirconia.....	30
Şekil 3.2. Kaviterin hazırlandığı çene modeli .....	32
Şekil 3.3. Tüp şekilli kavitenin şematik görüntüsü <b>A</b> ; Bukkal görüntü, <b>B</b> ; Oklüzal görüntü .....	33
Şekil 3.4. Kutu şekilli kavitenin şematik görüntüsü <b>A</b> ; Bukkal görüntü, <b>B</b> ; Oklüzal görüntü .....	33
Şekil 3.5. Periodontal sond ile kaviterin ebatlarının ölçülmesi .....	34
Şekil 3.6. Sağ bölgeye kutu kavite, sol bölgeye tüp kavite preparasyonu yapılan fantom çene .....	34
Şekil 3.7. Kullanılan ölçü materyali .....	35
Şekil 3.8. Akrilik bloklara gömülen epoksi rezin modeller.....	35
Şekil 3.9. Kullanılan CAD/CAM cihazı.....	36
Şekil 3.10. Epoksi rezin modellerin cihaza yerleştirilmesi .....	37
Şekil 3.11. Restorasyon yapılacak dişlerin seçimi .....	38

<b>Şekil 3.12.</b> Kavitelerin sınırlarının belirlenmesi.....	38
<b>Şekil 3.13.</b> Restorasyonların tasarlanması.....	38
<b>Şekil 3.14.</b> CAD/CAM cihazına yerleştirilen zirkonya bloğun millenmesi.....	39
<b>Şekil 3.15.</b> Milleme sonucu restorasyonların oluşması .....	40
<b>Şekil 3.16.</b> Kullanılan siman.....	41
<b>Şekil 3.17.</b> Simantasyonları yapılan numuneler .....	41
<b>Şekil 3.18.</b> Termal siklus cihazı.....	42
<b>Şekil 3.19. A;</b> Üniversal instron cihazı <b>B;</b> Basma testi sonucu kayıt örneği .....	43
<b>Şekil 3.20.</b> SEM'le görüntü almak için kaplanan numuneler .....	44
<b>Şekil 4.1.</b> Zirconia Prettau markaya ait grupların değerleri .....	46
<b>Şekil 4.2.</b> Copran Zr-i Monolith markaya ait grupların değerleri .....	47
<b>Şekil 4.3.</b> Katana Zirconia markaya ait grupların değerleri .....	47
<b>Şekil 4.4.</b> Bütün grupların karşılaştırılması .....	48
<b>Şekil 4.5.</b> Kırık örneği A; Tüp kavite, B; Kutu kavite.....	49
<b>Şekil 4.6.</b> Kırık bölgesinin şematik görüntüsü A; Tüp kavite, B; Kutu kavite.....	49
<b>Şekil 4.7.</b> Zirconia Prettau termal siklus öncesi numunenin kırık hattı.....	51
<b>Şekil 4.8.</b> Zirconia Prettau termal siklus sonrası numunenin kırık hattı.....	51
<b>Şekil 4.9.</b> Copran Zr-i Monolith termal siklus öncesi numunenin kırık hattı.....	52
<b>Şekil 4.10.</b> Copran Zr-i Monolith termal siklus sonrası numunenin kırık hattı.....	52
<b>Şekil 4.11.</b> Katana Zirconia termal siklus öncesi numunenin kırık hattı.....	53
<b>Şekil 4.12.</b> Katana Zirconia termal siklus sonrası numunenin kırık hattı.....	53
<b>Şekil 4.13:</b> Numunelerin termal siklus öncesi ve sonrası diferansiyel termal analiz (DTA) termogramları.....	54

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo no</u></b>	<b><u>Sayfa no</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> Y-TZP özellikleri (27) .....	14
<b>Tablo 2.2.</b> Yapılan çalışmalardaki ağız içi sıcaklık değerleri .....	22
<b>Tablo 2.3.</b> Day materyallerinin elastik modülleri .....	25
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blokları ve içerikleri .....	29
<b>Tablo 3.2.</b> Çalışmadaki numunelerin gruplandırılması.....	31
<b>Tablo 4.1.</b> Numunelerin kırılma dayanımı değerleri ve standart sapmaları (N) .....	45
<b>Tablo 4.2.</b> Numunelerin kırık bölgelerine göre gruplandırılması .....	50

# 1. GİRİŞ

Birinci molar dişler, çürük, başarısız endodontik tedavi, periodontal hastalıklar ve diş kırıkları sebepleriyle daimi dişler içinde en fazla kaybedilen dişlerdir. Bu dişler interkaspal konum ve kondil pozisyonu açısından kritik bir role sahiptir. Bu yüzden eksik molar dişi protetik açıdan tedavi etmek, fonksiyonel problemleri önlemek açısından önemlidir (1).

Tek diş eksikliği tedavisinde; metal-seramik, tam seramik, direk ya da indirek fiberle güçlendirilmiş kompozit sabit dental protezler (FDP) veya implant destekli sabit protetik restorasyonlar gibi birçok seçenek vardır. Tek diş eksikliğinin tedavisi için metal-seramik tam kron sabit protezler yıllardır geleneksel tedavi olarak kullanılmaktadır (2, 3).

Metal-seramik protezlerin dayanıklılığı, aşınma dirençleri, uzun dönem fonksiyon ve güvenilirliği başlıca avantajlarıdır. Ancak porselenin aşındırıcı yapısı, radyopak olması, kronun marjinal sınırında ya da gingival seviyenin altında tekrarlayan çürüklerin oluşma ihtimali ve preparasyon sırasında diş yapısından fazla madde kaybı yapılması gibi dezavantajları da vardır. Bunların yanında yumuşak dokuda renklenmeye sebep olması ve dayanak dişin servikal hizasında gri yansıma yapması gibi başka dezavantajları da bulunan, metal-seramik tam kronlar altın standartlarında tedavi olarak kabul edilmektedir (2, 3).

Metal destekli porselen ve tam seramik sabit protezlerin destek diş preparasyonu sırasında, diş yapısından fazla madde kaldırılması önemli bir dezavantajdır (4). Tam seramik kronların preparasyonunda koronal diş yapısının yaklaşık olarak % 63-73 kadarı uzaklaştırılır (5). Bu nedenle tam kron preparasyonu, pulpanın vitalitesi ve uzun dönem pulpa reaksiyonları açısından her zaman risk taşımaktadır.

Tek üye implant üstü kronlar, üstün uzun dönem sonuçları göstermektedir. Bununla birlikte implant tedavisi, kemik ve yumuşak doku cerrahisi gerektirmesi, tedavinin zaman alması ve maliyetinin yüksek olması gibi sebeplerle hastalar tarafından reddedilebilir (3). Bu nedenlerle inley tutuculu sabit dental protezlere olan ilgi artmıştır (6).



CAD/CAM teknolojisinin geliştirilmesi ve yeni seramik materyallerin üretilmesiyle, veneer seramik tabaka olmaksızın tam kontur seramik restorasyon yapma seçeneği önem ve popülerite kazanmıştır. Bu gelişmelerle ilişkili olarak seramiğe bağlı başarısızlıkların önleneyeği ve restorasyonun karşıt dişi aşındırmasının azalacağı düşünölmektedir (7).

Bu yeni ve yüksek dayanıklılığa sahip seramikler mekanik özellikleri sayesinde (kırılma ve yorgunluk dirençleri vb.) inley tutuculu sabit protez yapımında doğru bir seçim olarak kabul edilebilir (8).

Bu çalışmada yeni geliştirilen yüksek translucent monolitik zirkonyalardan yapılan inley tutuculu restorasyonların, posterior bölgedeki çiğneme kuvvetlerine uygunluğu değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme yapılırken, farklı kavite preparasyonlarının ve termal siklusun etkisi de araştırılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Eksik dişlerin rehabilitasyonunda uygulanan köprü restorasyonlarında, destek dişlerin mine ve dentin dokularından yapılan madde kaybı, dişlerin yapısal bütünlüğünün bozulmasına neden olmaktadır. Bu madde kaybını önlemek amacıyla daha konservatif yöntemler bulma arayışı içine girilmiştir. Bu arayış, dişlerin yapısal bütünlüğünü daha az tehdit edecek preparasyonlarla yapılan restorasyonların geliştirilmesini sağlamıştır. Adeziv köprüler, anterior ve posterior bölgelerdeki diş eksikliğinin giderilmesinde konservatif bir yaklaşımla destek ve yumuşak dokuların sağlığı ve uyumlu ilişkisini devam ettiren kalıcı bir sabit protez tipi olarak kabul görmektedir.

### 2.1. Adeziv Köprü Restorasyonlar

Restoratif rezinlerin asit uygulaması işlemi ile diş hekimliğine, yaygın bir şekilde girmesi, protetik restorasyonlara da yeni seçenekler getirmiştir. Adeziv köprüler, tek diş eksikliklerinde uygulanan konservatif bir tedavi yaklaşımıdır ve ilk olarak 1973 yılında Rochette, metal destekli rezin bağlı köprüleri klinik uygulamaya sokmuştur. Bu köprüler, bir gövde ile ayak dişleri lingualden proksimale kadar saran ince bir metal altyapıdan oluşmaktadır. Bu tür köprüler, dişler üzerine kompozit rezin materyali ile yapışmakta; kimyasal olarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde ve dökümdeki mikroskobik çukurcuklar arasında kompozit yardımı ile mekanik bir kilitlenme ile bağlanmaktadır (9).

#### 2.1.1. Adeziv Köprülerin Avantajları (2, 9-11)

1. Sadece mineyi içeren konservatif bir diş preparasyonu gerekir.
2. Supra gingival marjnlere sahip olduklarından yumuşak dokularla olan uyumu üst düzeydedir.
3. Diş kesimini kabul etmeyen hastalarda kullanılabilir.
4. Dişlerin lingual yüzlerini kapladıkları için, labial yüzde preparasyona ihtiyaç yoktur.
5. Mine seviyesinde preparasyon yapıldığı için anestezi gerektirmez. Ancak küçük restorasyonların kaldırılması veya çürüklerin temizlenmesi gereken durumlarda, anestezi gerekebilir.
6. Endikasyonu olduğunda, diğer protetik tedavi türlerine göre daha üstün estetik sonuçlar verir.

7. Ölçü alma aşamasında dişeti retraksiyonuna ve geçici restorasyona gerek yoktur.
8. Ağız işlemleri kısa, laboratuvar safhası kolaydır.
9. Geri dönüşümlü bir tedavi şeklidir.
10. Destek diş vitalite testi yapılabilir.

### **2.1.2. Adeziv Köprülerin Dezavantajları (2, 9-11)**

1. Klinik ömrü belirsizdir.
2. Köprülerin yerinden çıkma (desimantasyon) yüzdesi daha fazladır.
3. Kırık dişlerde kullanılmaz.
4. 3 üyeden uzun köprülere uygulanamaz.
5. Uygulanabileceği hasta sayısı sınırlıdır.
6. Lingualden sarmalı metal destekli köprülerde metal görülebilir.

### **2.1.3. Adeziv Köprülerin Endikasyonları (9, 11, 12)**

1. İyi bir ağız hijyeni olduğunda,
2. Düşük çürük insidansı olan bireylerde,
3. Destek dişlerin birbirine paralel olduğu durumlarda,
4. Destek dişler periodontal açıdan sağlıklı olduğunda,
5. Destek dişlerin serviko-oklüzal yükseklikleri yeterli olduğunda,
6. Diş vital ve tüm kavite duvarları dentinle desteklenmiş olduğunda endikedir.

### **2.1.4. Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları (9, 11, 12)**

1. Ciddi parafonksiyonel alışkanlıklar,
2. Geniş çürük lezyonları,
3. Kısa klinik kron boyları,
4. Dişsiz boşluk mesafesinin molar diş genişliğinden fazla olduğu vakalar,
5. Periodontal problemler ve dişlerde mobilite varlığı,
6. Devital dişler,
7. Rotasyona uğramış dişler,
8. Abraze dişler ve yaşlı hastalar,
9. Oklüzal düzlemden yükselmiş dişler,
10. İleri diastema ve overbite vakaları.

### 2.1.5. Yapılışına Göre Adeziv Köprülerin Sınıflandırılması (11)

Adeziv köprüler uygulama yöntemine göre direk ve indirek adeziv köprüler olmak üzere iki başlık altında toplanır.

#### **Direk Adeziv Köprüler:**

Fiber ile güçlendirilmiş adeziv köprülerdir. Direkt yapımda ağız içinde dişler üzerinde preparasyon yapıldıktan hemen sonra aynı seansta eksik dişin geri iadesi söz konusudur.

#### Direk yöntemle yapılan adeziv köprülerin avantajları:

1. Zaman problemi olan bireylere uygulanabilir.
2. Yapımı kolay ve tek seanstır.
3. Kırıldığında tamiri kolaydır.
4. Hastanın estetik zevkine göre anında düzenleme yapılabilir.
5. Yeni çekim yapılmış bireylerde geçici amaçlı olarak kullanılabilir.
6. Doğru uygulandığında ve endikasyon doğru koyulduğunda ortalama 5 yıllık kullanım bildirilmiştir.
7. Ekonomiktir.
8. Diş hekimi fobisi olan hastalar için kabul edilmesi kolaydır.
9. Anesteziye ihtiyaç duyulmadığı için ağız içinde ayrı bölgelerde aynı seansta çalışılabilir.

#### Direk yöntemle yapılan adeziv köprülerin dezavantajları:

1. Fiber destekli kompozit materyalden yapıldığı için ısırma kuvvetlerine karşı gövde direnci diğer tüm adeziv köprü tiplerinden daha zayıftır.
2. Kullanım alışkanlıklarına bağlı olarak zamanla renk değiştirebilir.
3. Ağızdaki çalışma süresi biraz uzundur ve iyi bir manüplasyon gerektirir.

#### **İndirek Adeziv Köprüler**

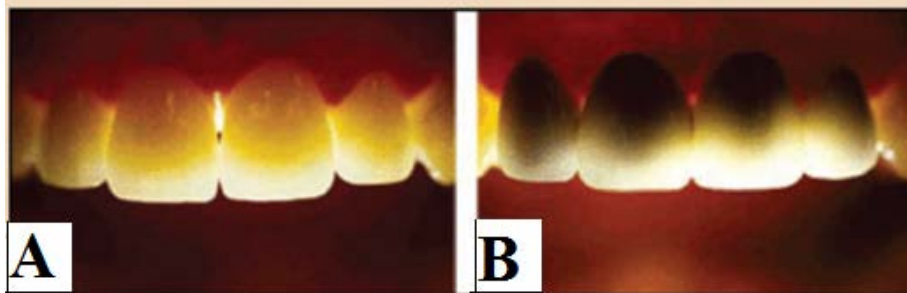
Konvansiyonel sabit protezler gibi preparasyon yapıldıktan sonra ölçü alınan ve laboratuvarında model üzerinde bitirildikten sonra hastaya simante edilen adeziv köprü türüdür. Yapımında kullanılan materyaller;

- Metal destekli dental seramikler,
- Tam seramikler,
- Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerdir (13).

Metal inley tutuculu sabit dental protezler klinik olarak uyumlu kabul edilir, ancak metal tutucu görünürlüğü ve doğal dişteki translüsentliğin değişmesi estetik yönden olumsuz kabul edilir.

Tam seramik inley tutuculu sabit protezlerde karşılaşılan başlıca sorunlar ise veneerdeki delaminasyon ve chipping ya da debondingdir. Diş hekimliğinde tam seramik materyallerin kullanımı yaygın hale gelmesine rağmen, posterior da çiğneme kuvvetlerine karşı sıklıkla başarısız olurlar ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlanır.

Materyallerin kırılma dayanımları, destekleyen yapının elastik modülü, yapıştırma ajanının özellikleri, restorasyonun kalınlığı ve preparasyon dizaynı gibi birçok faktöre bağlıdır (4).



**Şekil 2.1.** Restorasyonun ışık geçirgenliği **A**; zirkon-seramik restorasyon, **B**; metal-seramik restorasyon (14)

#### **2.1.6. İdeal Bir Restorasyonda Olması Gereken Özellikler:**

Günümüzde tüm beklentileri karşılayacak ideal bir restorasyon sistemi bulunmasa da bir restorasyondan beklenen özellikler şunlardır: (15)

1. Diş yapısının mümkün olduğunca korunmuş olması
2. Mekanik yönden dirençli olması (kırılma direnci, esneme kabiliyeti, sertlik)
3. Estetik olması (ışığı dağıtabilme, ışığı soğurabilme, ışık geçirgenliği, renk, komşu dokuların rengini taklit edebilme)

4. Ekonomik olması
5. Renk seçiminin kolay olması
6. Laboratuvar aşamalarının kısa süreli ve kolay olması, aşırı dikkat ve hassasiyet gerektirmemesi
7. Doğal diş benzer aşınma göstermesi
8. Doğal diş dokularına yakın termal genleşme katsayısı göstermesi
9. Doğal diş yapısına benzer ısı iletkenliğinin olması
10. Biyouyumlu olması

Bu özelliklerin hepsini bünyesinde taşıyan bir restorasyon materyali bulunmamaktadır. Ancak dental seramiklerde ve fiberle güçlendirilmiş kompozit teknolojisinde yaşanan gelişmeler, günümüzde pek çok gereksinimi karşılayabilecek düzeye ulaşmıştır. Klinisyenler vakaya göre sistem seçme şansına sahiptirler ve her klinik vakanın kendine özgü koşulları çerçevesinde en uygun sistemin tercihi hekimlerin sorumluluğundadır (9).

### **2.1.7. Köprü Protezlerinde Kavite Preparasyonunun ve Konnektörün Önemi**

Mevcut literatür diş kırığı için birçok risk faktörü olduğunu belirtir. Bu risklerden en sık görüleni geniş kron içi restorasyon varlığıdır. Bunun sebebinin de tüberküleri destekleyen dentin miktarının azalması olduğu düşünülmektedir (16).

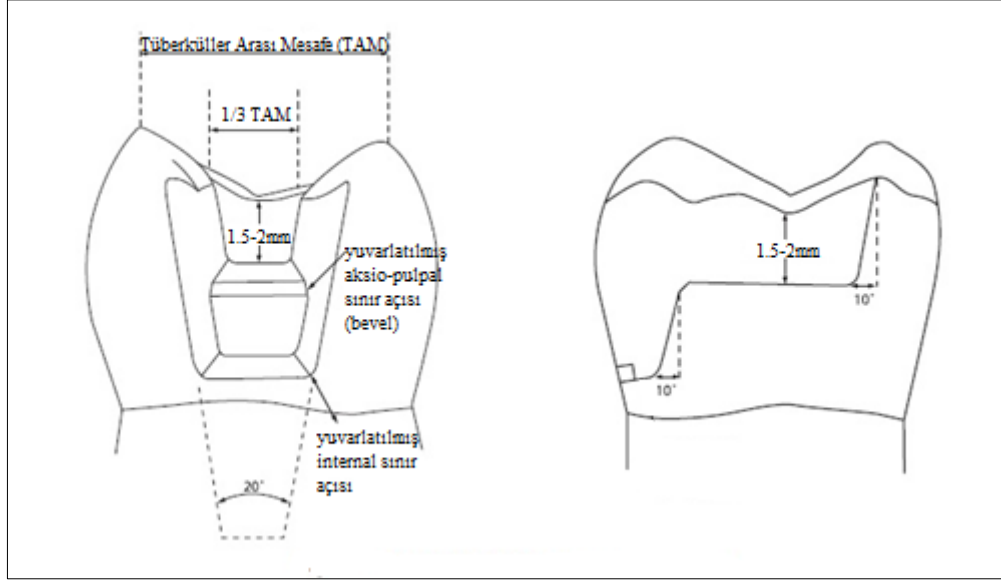
İnley uygulanmış dişin ömrünü etkileyen preparasyon dizaynındaki esas faktörler; kavite derinliği, kavite- istmus genişliği, preparasyon eğim açısı ve internal kenar açılarının morfolojisidir. Şekil 2.2’de mandibular ikinci molar dişteki mezio-oklüzal (MO) inley kavitenin ideal formunu göstermektedir (17).

Sabit dental protezlerin şekilleri tekdüze değildir. Dişlerin geometrisine ve uyumuna bağlı olarak birçok içbükey ve dışbükey konturlardan oluşan kompleks bir yapıya sahiptir. Özellikle konnektör bölgesi biyolojik ve estetik sebeplerden dolayı dar bir bölgeye sahiptir. Bu yüzden 3 üyeli sabit protezlerde konnektör bölgesi diğer bölgelere göre daha fazla stres konsantrasyonu sergiler (18).

Çekme stresi seramik materyallerin ömrü açısından önemli bir etken olarak kabul edilir. 3 üyeli sabit dental protezlere güç uygulandığında konnektör bölgesinde çekme stresi yoğunluğu fazla olmaktadır. Bu yüzden konnektör bölgesi kırık oluşumu açısından bir risk faktörüdür.

Konnektör dizaynı protezin ömrü açısından önem taşımaktadır. Geniş açılı konnektörlerin stres dağılımı keskin açılı konnektörlere göre daha iyidir (19).

Diğer bir taraftan kullanılan materyalin geliştirilmesiyle ve uygun konnektör çapının değerlendirilmesiyle kırılma dayanımının artırılması mümkündür (20).



Şekil 2.2. İdeal seramik inley kavite preparasyonu (17)

## 2.2. CAD/CAM Sistemleri

Zamanla dental materyallerin estetik ve güvenilirliği ile ilgili beklentilerin artması nedeniyle; dental restorasyonların yapımı için yeni, yüksek dayanıklılığa sahip materyaller üretilmiştir. Ayrıca bu materyallerin üretilmesi ve işlenmesi için uygun teknolojiler ve sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerden biri de CAD/CAM'dir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD- Computer Aided Design) ve bilgisayar destekli üretim (CAM- Computer Aided Manufacturing), bilgisayar aracılığıyla; bilgi toplanması, tasarım yapılması ve çok çeşitli ürünlerin imal edilmesi prensibine dayanan teknolojik sistemlerdir (21, 22).

CAD/CAM sistemlerinin üç ana bileşeni;

- Veri toplanması,
- Restorasyonun tasarımının yapılması,
- Yapılan tasarıma uygun restorasyonun üretilmesidir.

### 2.2.1. Verilerin Toplanması

Hazırlanan preparasyonlu dişler, oklüzyondaki dişler ve komşu dişler taranarak dijital ortama aktarılır (23). Bu tarama işlemi lazer uçlu, mekanik ve optik olmak üzere üç çeşit tarayıcıyla yapılmaktadır. Mekanik tarayıcılarla özel uçları sayesinde diş ya da model üzerinden mekanik yolla, lazer tarayıcılarla ise uzaklık ölçerek tarama yapılır. Optik tarayıcılarda ise beyaz ışık ya da renkli ışık kullanarak dijital tarama yapılmaktadır (21).

### 2.2.2. Restorasyonun Tasarımı

Dental restorasyonları sanal ortamda 3 boyutlu tasarlamak için çeşitli yazılımlar mevcuttur. Bazı yazılımlarda otomatik olarak yapılan tasarımı tercihe göre değiştirme imkânı vardır (21, 22).

### 2.2.3. Restorasyon Üretimi

Tasarlanan restorasyonlar milledme işlemi kullanılarak üretim yapılmaktadır. Bu üretimin yapılmasında 2 yöntem kullanılır.

**Eksiltme metodu:** Üretilecek restorasyon, aşındırma ünitesine yerleştirilen aşındırıcı disk ya da frezlerle yine üniteye yerleştirilmiş olan prefabrike bloklardan kazınır. Kazıma yöntemi ile üstyapılar etkili bir şekilde oluşturulabilir fakat bu sırada kullanılan bloğun yaklaşık % 90'ı israf olur (22).

**Ekleme metodu:** Bu yöntem için tasarlanmış özel cihazlarda, seramik ya da metal tozları, restorasyonun şeklini oluşturacak şekilde üst üste tabakalanmakta ve sinterlenmektedir. Yöntemin en büyük avantajları herhangi bir kesici alete ihtiyaç duymaması ve materyal israfı yaşanmamasıdır (22).

### 2.2.4. CAD/CAM uygulamalarının avantajları (24, 25)

1. Çapraz kontaminasyonu en aza indirir.
2. Geliştirilmiş materyallerin kullanılmasına imkân sağlar.
3. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırır.
4. Tek seansta uygulanabildiği için hem hekim hem de hasta açısından zaman kaybını engeller.
5. Geleneksel yöntemlerden daha kolay ve daha hızlı olduğu için teknisyen yükünü azaltır.
6. Tek seansta uygulanmasından dolayı dişlerde hassasiyet engellenir.
7. Geçici kron yapılmasına gerek kalmaz.



### 2.2.5. CAD/CAM uygulamalarının dezavantajları (24, 26)

1. Kullanılan sistemler pahalıdır.
2. Sublingual bölgeden ölçü alırken zorlanılabilir.
3. Sistem için kullanılan blokların monokromatik olmasından dolayı istenilen estetik sağlanamayabilir.

### 2.3. Zirkonyum

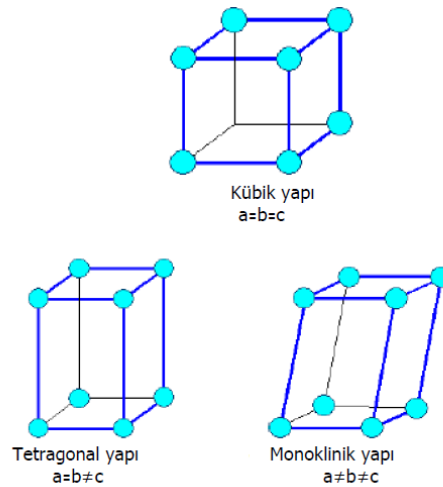
Zirkonyum; atom numarası 40, atom kütlesi 91,22 ve sembolü 'Zr' olan bir elementtir. Yoğunluğu  $6,49 \text{ g/cm}^3$ , ergime noktası  $1852\text{C}^\circ$ , kaynama noktası  $3580 \text{C}^\circ$  dir (27). Gri-beyaz renkli bir metal olup doğada hiçbir zaman tek başına (serbest metal olarak) bulunmaz (28). Doğada genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşiklerinin başında zirkonyum silikat (Zirkon) ( $\text{ZrSiO}_4$ ) ve zirkonyum oksit (Zirkonya) ( $\text{ZrO}_2$ ) gelmektedir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkon, zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya ve zirkonyum dioksittir (29).

#### 2.3.1. Mikroyapılarına Göre Zirkonyum Formları

Zirkonyanın mikroyapılarına göre saf, yarı stabil ve tam stabil olmak üzere 3 formu bulunmaktadır (30) .

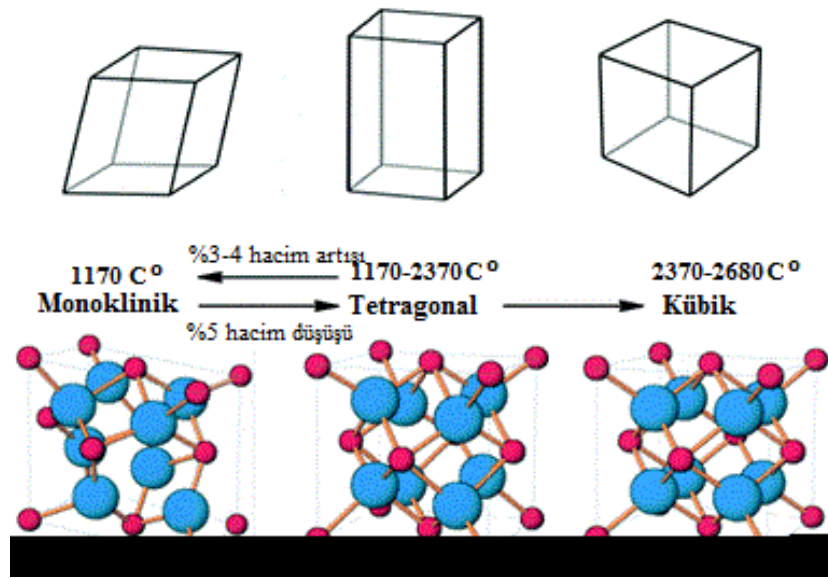
#### Stabil olmayan 'saf' zirkonya

Zirkonya kristalleri 3 farklı biçimde organize olabilir. Monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) fazları vardır (30). (Şekil 2.2)



Şekil 2.3. Zirkonya kristalinin yapıları (31)

Ergime noktası olan 2680 C°'ye kadar kübik fazdadır. Bu derecenin altına düştüğünde tetragonal faza dönüşür ve 2370 C°'ye kadar stabil kalır. Monoklinik faza geçiş ise 1170 C°'nin altında meydana gelir ve % 3-5 hacim artışı gözlenir (32). Her ne kadar bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artsa da, t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu sebeple zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (29).



Şekil 2.4. Zirkonyanın faz geçiş şeması (33)

### Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia 'PSZ')

Saf zirkonyanın yapısının CaO, MgO, ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi oksitlerin ilavesi ile ısı işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonya, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000C°'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde, saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır. Bu ilaveler ile yapı, ısı işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) halini alır. Sonuç olarak oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur (30). Günümüzde üstün özellikleri nedeniyle zirkonyayı stabilize etmek için Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kullanımı artmıştır. Böylece

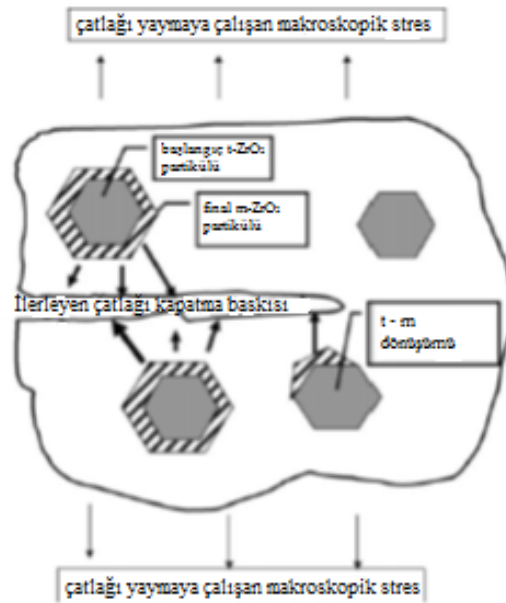
yitriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bunlar, dış hekimliğinde kullanılan seramikler içinde en iyi mekanik özelliklere sahip olanıdır (34).

### **Tam Stabil Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)**

Saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500C°'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez (30).

### **2.3.2. Zirkonyanın Transformasyon Sertliği Mekanizması**

Zirkonyaya magnezyum, seryum, yitriyum ve kalsiyum gibi stabilize edici oksitler ilave edilmesi, oda sıcaklığında yarı kararlı tetragonal fazda muhafaza edilmesini sağlar. Buna transformasyon sertliği mekanizması denir. Çatlak ucundaki çekme stresi gibi mekanik uyarıcılara yanıt olarak kısmi stabil tetragonal zirkonya, daha kararlı monoklinik zirkonyaya dönüşür ve bu dönüşüm sırasında %4 hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı çatlakı kapatarak yayılmasını engeller. Bu transformasyon zirkonyaya gücünü ve sertliğini sağlayan mekanizmadır. Gren büyüklüğü ve bu transformasyon mekanizması sayesinde zirkonya, alüminyuma göre iki kat bükülme dayanımına sahiptir (35).



**Şekil 2.5.** Zirkonyada meydana gelen transformasyon mekanizması (36)

### **2.3.3. Üretim Şekillerine Göre Zirkonya**

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar, üretim şekillerine göre green zirkonya, pre-sinterize zirkonya ve sinterize zirkonya olmak üzere 3'e ayrılır.

#### **Green Zirkonya (Dry-pressed Zirkonya)**

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu tip bloklar, tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karpid frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık % 20-30 oranında büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzölmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından % 20-25 daha büyük hazırlanırlar.

#### **Pre-sinterize Zirkonya (Cold-isostatically Pressed Y-TZP)**

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın 500C°'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler. Zirkonya tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak green machining olarak adlandırılan ham şekillendirme işlemine tabi tutulurlar. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350 - 1500 C°'ler arasında sisteme ait fırında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş pöröz zirkonyanın yaklaşık % 20'lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip zirkonya bloklara dry pressed zirkonya veya non-HIP zirkonya da denir.

#### **Sinterize Zirkonya (HIP/ Hot-isostatically Pressed Y-TZP)**

Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış prefabrike zirkonya bloktan restorasyon esas boyutunda şekillendirilmektedir. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal yaklaşık 1300 C°'de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400 - 1500 C°'ler arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP'nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonya bloklara HIP zirkonya da denir (31).

**Tablo 2.1.** Y-TZP özellikleri (27)

<b>Özellik</b>	<b>Y-TZP</b>
Kimyasal kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> + 3mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g/cm <sup>3</sup>
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Baskı dayanımı	2000MPa
Young modulus	210GPa
Kırılma dayanımı	7-10MPa m <sup>1/2</sup>
Isı genleşme katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

Fiziksel, mekanik (sertlik, aşınma ve korozyon direnci, çeliğe yakın elastik modülü, demire eşdeğer termal genleşme katsayısı) ve kimyasal özellikleri zirkonyumu biyomedikal alanda önemli bir materyal yapmıştır (37).

#### **2.3.4. Y-TZP Seramiklerin Avantajları:**

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir (27).
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır. Yapılan çalışmalarda, zirkonyaya ait lokal veya sistemik bir yan etki bildirilmemiştir (27).
3. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir (38).
4. Isısal iletkenliğinin düşük olması hassasiyet ve pulpa iritasyonlarını önlemektedir. Termal iletleri az olduğu için pulpa iritasyonlarına sebep olmazlar (39).
5. Titanyuma göre daha az bakteri tutulumu görülmektedir. Restorasyon etrafındaki mikroorganizma miktarının farklı restorasyon malzemeleri ile karşılaştırıldığında, daha az olduğu tespit edilmiştir (40).
6. Zirkonya seramiğin mutajenik ve karsinojenik etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğu, Y-TZP'nin mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı bulunmuştur (41).

7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (27).
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerle de yapıştırılabilir (42).

### **2.3.5. Y-TZP Seramiklerin Dezavantajları (27, 43)**

1. Görünümleri oldukça opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda uyumlandıktan sonra lehimlenmeleri mümkün değildir.
4. Derin kapanış olan hastalarda, dayanak dişlerin kron boylarının çok kısa olduğu durumlarda ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda kullanılmazlar.
5. Yetersiz destek diş kron boyu varlığında kullanılmazlar.

### **2.3.6. Zirkonyumun Dişhekimliğinde Kullanımı**

**İnley ve onley restorasyonlar:** Zirkonya inley-onley restorasyonlar, optimal estetik, biyouyumluluk ve uzun ömürlülük sunarlar. Materyalin yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetinden dolayı inley ve onley restorasyon yapımında güvenle kullanılabilir (43).

**Endodontik postlar:** Zirkonya esaslı postların bükülme kuvvetleri karşısında gösterdikleri yüksek kırılma dayanımı titanyum ve altın döküm postlarla benzer değerlerdedir (31). Kozmetik ihtiyaçların ön planda olduğu günümüzde, estetik kaliteyi arttırmak amacı ile seramik postlar kullanılmaya başlanmıştır. Metal postların bazı estetik dezavantajları göz önünde bulundurulduğunda, zirkonya esaslı post sistemleri ön plana çıkmıştır. Zirkonya postlar, biyouyumlu olmalarının yanı sıra radyopak ve yüksek bükülme direncine sahiptirler (14). Zirkonya esaslı postların dezavantajları ise; elastik modülünün yüksek olması, başarısızlık durumlarında kök kanallarından çıkarılmalarının zor olması ve kullanılan diğer post sistemleri ile kıyaslandığında maliyetlerinin fazla olmasıdır (31).

**İmplantlar:** Zirkonyanın dental implant olarak kullanılmasının avantajları; biyouyumlu olması, kemik dokusu ile direkt osseointegrasyon göstermesi, korozyona direnç göstermesi, ince dişeti yapısı olan hastalarda kullanılabilir kadar estetik sağlayan renge sahip olmasıdır (31).

**İmplant dayanakları:** Günümüzde seramik dayanak üreticilerinin pek çoğu Y-TZP kullanmaktadır. CAD-CAM teknolojisi kullanılarak zirkonya dayanak üretmek mümkündür. Anterior bölgedeki dişsiz boşluklara uygulanacak implantlarda daha iyi estetik sonuçlar elde edebilmek için seramik dayanaklar kullanılmaktadır. Zirkonya dayanaklarla doğal dişlere yakın renk uyumu yakalanmakta, implant ile tam marjinal adaptasyon sağlanmaktadır (14, 43).

**Sabit prtezler:** Zirkonya seramikler, kron ve köprü uygulamalarında geniş kullanım alanı bulmaktadır. Birçok seramik sistemi sadece ön dişlerdeki çığneme kuvvetlerine direnç gösterebildiği için bu bölgedeki restorasyonlarda tercih edilmekte olup, zirkonya seramikler arka bölgede de kullanılabilir (43).

**Ortodontik braketler:** Zirkonya seramik; kırılma direnci, diş rengine yakınlığı ve iyi düzeyde yapışma özelliğiyle ortodontide braket yapımında da ön plana çıkmaktadır (14).

**Hassas Tutuculu Sistemler:** Hassas tutuculu protezlerde estetiği arttırmak amacıyla zirkonya alt yapıli restorasyonların kullanılması klinik açıdan uygun ve güvenilir bir yöntemdir (31).

**Teleskop Primeri:** Zirkonyanın teleskopik sistemlerde kullanımının incelendiği araştırmada; 0 konus açısına sahip numunelerde tutuculuğun 6 ve 12 konus açılına sahip olan sistemlere göre daha fazla olduğu belirtilmektedir. Uzun dönem uygulamalarda zirkonyanın tutuculuk değerlerinin altın ve metal sistemlere göre daha yüksek olduğu; ancak klinik olarak metal veya altın sistemlerin tutuculuklarının da yeterli olduğu belirtilmiştir (44).

### **2.3.7. Zirkonyumun Yaşlanması**

Zirkonyada “yaşlanma” olarak bilinen mekanik özelliklerin kötüleşmesi, metastabil tetragonal fazın progresif ve spontan bir şekilde monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır. Bu fenomene “Düşük Sıcaklık Bozunması” (Low Temperature

Degradation-LTD), “ageing” denmektedir. Bu fenomen materyalin fiziksel özelliklerinde azalmaya ve katastrofik hatalara karşı risk oluşturmaya neden olmaktadır (45).

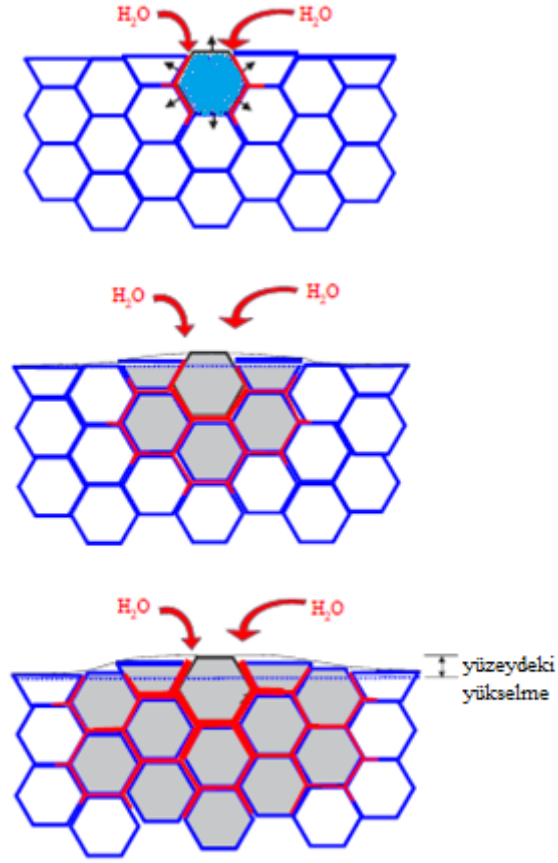
TZP yaşlanmasının ana basamakları Swab (46) tarafından şu şekilde sıralanmıştır:

1. Bozunmanın en çok olduğu ısı aralığı 200-300C°’dir.
2. Bozunma sonucu materyalin dayanıklılığı, sertliği ve yoğunluğu azalmaktadır, monoklinik faz içeriği ise artmaktadır.
3. Bu dönüşüme mikro ve makro çatlaklar eşlik etmektedir.
4. T-M dönüşümü yüzeyden başlar ve materyalin içine doğru devam eder.
5. Gren büyüklüğünün azalması ve/veya stabilize edicilerin konsantrasyonunun artması t-m dönüşümünü yavaşlatır.
6. Su veya su buharı varlığında t-m dönüşümü büyük ölçüde artar.

Yaşlanma su ve su buharı varlığında yavaş yüzey transformasyonu ile stabil monoklinik faza geçişle meydana gelir. Transformasyon yüzeydeki korozyon stresine maruz kalan grenden başlar.

Şekil 2.6’ da gösterildiği gibi bu dönüşüm komşudan komşuya geçiş gösteren bir zincir şeklinde meydana gelmektedir. Bir grendeki transformasyon sonucu meydana gelen hacim artışı komşu grende strese ve mikro çatlaklara sebep olur. Bu olay suyun numunenin iç kısımlarına ilerleyen bir yol oluşturur (47).





**Şekil 2.6.** Zirkonyada meydana gelen transformasyon sonucu suyun ilerleyişi ve hacim artışı (47)

Mekanik stres ve nem dışında zirkonyumun yaşlanmasına neden olan diğer faktörler; (45)

- Gren büyüklüğü
- Sıcaklık
- Buhar
- Yüzey hataları
- Materyalin tipi
- Stabilize edici oksitlerin yüzdesi ve dağılımı
- Üretim tekniği

Hala tartişılan bir konu olan, zirkonyanın yaşlanmasıyla ürünün uzun dönem ömrü arasındaki ilişkiyi açıklamak için çalışmalar yapılması gerekmektedir (45).

### **2.3.8. Monolitik Zirkonya**

Düşük translusetiği olan geleneksel 3Y-TZP seramiklerin en büyük dezavantajı doğal dişin optik özelliklerini taklit edememesidir. Bu yüzden opak zirkonun üzeri estetik porselenle kaplanır. Ancak veneer porselende chipping ve zirkon alt yapıdan delaminasyon olması klinik olarak rapor edilmiştir. Zirkonyanın dayanıklılığı sayesinde altyapı kırığı nadir görülmektedir (48).

Chipping probleminin üstesinden gelmek için yapılan çalışmaların sonucu olarak CAD/CAM teknolojisinin ve zirkonya materyallerinin gelişmesiyle, veneer materyali olmadan kullanılan monolitik zirkonya restorasyonlar popüler hale gelmiştir. Monolitik zirkonyanın en temel gereksinimi artmış translsentliğidir. Bu da üretim ve sinterleme aşamasındaki modifikasyonlar ile gerçekleştirilir. Doğal diş rengini yakalamak ise önceden renklendirilmiş zirkonya ve gölgeleme sıvıları ile mümkün olur (49).

Translsent diş renkli zirkonyanın gelişmesi, veneer porselen kullanmadan restorasyon yapmayı mümkün kılar (monolitik zirkonya kron gibi). Monolitik zirkonya kronlar yüksek kırılma direnci sayesinde 0.5 mm oklüzal kalınlıkla bile molar bölgedeki ısırma kuvvetlerine dayanmıştır. Kron kalınlığını azaltan ve diş dokusunu korumada katkıda bulunan bu estetik kronlar, protetik diş tedavisinde yeni bir alternatif olmuştur (50).

### **2.3.9. Monolitik Zirkonyanın Yaşlanması**

Mekanik stres olmadan nemli ortamda bulunması, yüzeyden başlayıp materyalin içine doğru yarı stabil tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olduğu bilinmektedir. Bu olay materyalde mikro çatlak oluşmasına ve dayanımın azalmasına neden olmaktadır. Bu olaya “Düşük Sıcaklık Bozunması” (Low Temperature Degradation-LTD), “ageing” denmektedir. LTD 200-300C°’de meydana gelir ama in vivo ortamda da gerçekleşebilir.

Kalça eklem protezinde zirkonyadan yapılan femur başının LTD sonucu oluşan yüzey bozulması sebebiyle kırılabileceği ya da zarar görebileceği rapor edilmiştir (50).

Zirkonya korlar dental porselen ile kaplandığı zaman (zirkonya destekli kronlar gibi) direk olarak ağız ortamına ve tükürüğe maruz kalmazlar. Bu durum LTD’in etkisini sınırlar. Ancak monolitik zirkonya kronlar tükürükle direkt temas halindedirler. Bu nedenle monolitik zirkonya kronlarda in vivo koşullarda LTD oluşacağını

varsaymak mantıklıdır. Ayrıca bu kronlar çiğneme esnasında direk ve sürekli çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bunun ise kronların dayanıklılığını etkilediği bilinmektedir (51).

#### **2.4. Yaşlandırma Testleri**

Monomer sistem, polimer matriks, dolgu bileşenleri (filler composition) gibi materyallerin konsantrasyonları, tipleri, şekilleri ve parçacık dağılımları da bu materyallerin mekanik performanslarının aynı zamanda kimyasal ve mekanik bozulmalarının farklı olmasında rol oynar.

Ayrıca, çiğneme kuvvetleri, oklüzal durum, beslenme alışkanlıkları, nem ve sıcaklık değişimleri, tükürükteki pH farklılıkları gibi oral kavitedeki kontrol altına alınamayan dinamik koşullar materyallerin ömrünü etkilemektedir (52).

Dental materyalleri geliştirmek, yeni sistemin kalitesini değerlendirmenin en iyi yolunu bulmak için randomize kontrollü klinik çalışmalar yürütülmektedir. Ancak bu tarz çalışmaları rutinde uygulamayı engelleyecek bazı kısıtlamalar vardır:

İlki, yürütücü çeşitliliği, substrat farklılığı, hasta uyumu, geri dönmeme sorunları gibi faktörlerin testi karmaşıkleştirilmesi ve standardizasyonu imkânsızlaştırmasıdır. İkincisi ise klinik çalışmaların masraflı ve çok zaman alıcı olmasıdır (53).

Uzun süreli klinik kullanımların dental materyaller üzerinde oluşturacağı fiziksel etkilerini daha kısa süreler içerisinde ve kontrol edilebilir koşullarda test etmek için in vitro çalışmalar yapılır. Bu çalışmalar genel olarak yaşlandırma testleri diye adlandırılır (54).

Kullanılması planlanan ve biyolojik olarak uyumluluğu kanıtlanmış olan materyal, ağız ortamını taklit edecek koşullara maruz bırakılarak yaşlandırılır.

Bu yapay ağız ortamının oluşturulmasındaki amaçlar şunlardır:

- a) Çiğneme kuvvetlerinin ve hareketlerinin taklit edilmesi,
- b) Ağız ortamına benzer ısı ve nem değişikliklerinin sağlanması,
- c) Tükürüğün materyal üzerindeki etkisini taklit edebilmek için benzer özellikteki yapay sıvıların kullanılması (55).

Ağız ortamını taklit etmeyi amaçlayan yaşlandırma testlerinde genel olarak üç farklı yöntem uygulanır:

#### **2.4.1. Depolama ile yaşlandırma**

Yaşlandırma yöntemlerinden en sık kullanılanı suda depolama ile gerçekleştirilendir. Deney numuneleri önceden belirlenmiş bir zaman dilimi içerisinde 37 C°'lik suda bekletilerek yaşlandırılır. Bu süre, birkaç aydan 4–5 yıl gibi daha uzun bir zaman dilimine kadar değişebilir. Klinik koşulları daha iyi taklit edebilmek için yapay tükürük sıvıları da kullanılabilir. Bazı araştırmacılar depolama süresinde bakteri üremesini önlemek için suya kloramin, hatta antibiyotik eklemiştir (56).

#### **2.4.2. Oklüzal yükleme ile yaşlandırma**

Oral kavite, dişlerin ve restorasyonların mekanik (diş-diş ya da diş-yabancı madde teması), kimyasal (vücut sıvıları ve diyet ürünleri) ve termal değişikliklere maruz kaldığı karmaşık bir ortamdır. Bu koşullar yaşlanmaya, aşınmaya ve yorgunluk sebebiyle kırıklara yol açar. Aşınma, iki yüzeyin dinamik yük eşliğindeki hareketi sırasında oluşan ve yayılan mikro çatlaklar sonucu meydana gelir.

Kullanılan materyallerin yaşlanma durumundaki klinik davranışlarını öngörmek için testlerin yapılması düşünülmektedir (57).

#### **2.4.3. Termal siklus ile yaşlandırma**

Laboratuar çalışmalarında, termal siklus (TS) yeme, içme ve solunum sırasında ağız ortamında meydana gelen termal değişiklikleri simüle etmek için yaygın olarak kullanılan yaşlandırma işlemidir (52). Oral kavitedeki termal değişiklikleri yansıtmak için su banyolarında sıcak ve soğuk döngüye maruz bırakılarak restoratif materyalin in vivo yaşlanması simüle edilir. Standart metot eksikliği yüzünden yapılan birçok çalışmada farklı teknikler kullanılmıştır ve bu, çelişkili sonuçlar çıkmasına neden olmuştur (53).

Bu konuyla ilgili bazı çalışmalar Tablo 2.2'de görülmektedir.

**Tablo 2.2.** Yapılan çalışmalardaki ağız içi sıcaklık değerleri

Yazar	Yıl	Minimum değer (C°)	Maksimum değer (C°)
Youngson ve ark. (58)	2000	15.4	68
Ernst ve ark. (59)	2004	13.7	52.8
Barclay ve ark. (60)	2005	0	70

Uluslararası Standart Oraganizasyonu (ISO) adeziv materyallerin diş dokusuna bağlantısını standart bir şekilde test etmek için kılavuz yayınlamıştır. Bu da dental materyallerin kalitesinin ve diş yapısına bağlanmanın değerlendirilmesinde farklı metotları mümkün kılar.

ISO standartlarına göre, mikrosızıntı testi öncesinde numuneler ağız ortamındaki termal değerlikleri simüle etmesi için sıcaklıkları 5 C° ve 55 C° olan su banyolarında termal siklus uygulanmalıdır (61).

Bazı araştırmacılar, dental materyallerin ağız ortamındaki şartlar varlığındaki dirençlerinin test edilmesi gerektiğini, bunun için yapay yaşlandırmanın in vitro testlerin vazgeçilmezi olduğunu savunmuşlardır. Bu sayede gerçek olmayacak kırılma dayanım değerlerinin elde edilmesinin önleneceğini belirtmişlerdir (62, 63). Bu yüzden restorasyonların kırılma dayanımıyla ilgili yapılan çalışmalarda da yapay yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır. Termal siklus işlemi sadece mikrosızıntıya bakılacak numuneler için değil, kırılma dayanımı ölçülecek numuneler (64, 65) ve bağlantı bakılacak numuneler için de (66, 67) uygulanmaktadır (5-55 C°).

Gale ve Daryell (68); termal siklusla yapılan çalışmaları inceledikleri araştırmalarında, in vivo olarak kaç siklusun ne kadar yaşlanmaya karşılık geldiğine ait kanıt bulamamıştır. Ancak tahmini olarak 10.000 siklusun 1 yıllık yaşlanmaya denk gelebileceğini, bunun ise güncel restoratif materyaller için geçerli olmayabileceğini söylemiştir.

## 2.5. Mekanik Testler

Diş hekimliği açısından bizi en çok ilgilendiren, bir bütün olarak malzemede meydana gelen şekil değiştirme, büzülme, kırılma, kopma gibi fiziksel davranışlardır. Bu yüzden restoratif bir uygulama durumunda teorik ve pratik bilgiler arasında ilişki kurulması gereği ortaya çıkmaktadır.

Kırılmaya karşı direnç göstermek için yeterli dayanıklılığa sahip olmak, her restoratif maddeden istenen belli başlı özelliktir.

**Dayanıklılık (strenght):** Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilim, dayanıklılık özelliğinin bir göstergesidir. Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre çekme, basma ve makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır.

**Gerilim (Stress):** Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

**Çekme/ uzama gerilimi (tensile stress):** Kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir.

**Basma/ sıkıştırma gerilimi (compressive stress):** Kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvettir.

**Makaslama/kayma gerilimi (shear stress):** Kütleyi çevirmeye veya bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya çalışıldığında karşı çıkan kuvvettir (69).

Malzemenin fiziksel özelliklerini araştırmak için kullanılan mekanik testler 4 başlık altında toplanabilir;

### 2.5.1. Bükme Testleri

Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılık karşılaştırmaları yapılabilir. Bükme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir ve tekrarlanan güvenilir sonuçlar elde edilir.

1. Üç nokta eğme testi
2. Dört nokta eğme tetsti
3. Yıkıcı olmayan test metodu
4. Biaksiyal bükme testi

Çember üzerinde çember (ring on ring)

Çember üzerinde top (ball on ring)

Üç top üzerinde piston (piston on three balls)

### **2.5.2. Çarpma Dayanıklılığı Testleri**

Bu testlerde standart boyutlardaki numunelere ağırlık çarpıtılması ile materyalin ani kuvvetlere karşı direnci belirlenir.

### **2.5.3. Sertlik Testi**

Sertlik genellikle mikrosertlik cihazlarıyla, materyalin mekanik özelliklerini araştırmak için kullanılan bir yöntemdir. Geleneksel yöntemde, elmas bir yükleme ucu ile sabit bir kuvvet uygulayarak materyalin yüzeyinde bir çentik oluşturulur. Oluşan entik mikroskop yardımıyla llr.

### **2.5.4. Gerçek Numunelerin Yüklenmesi ile Yapılan Testler**

Materyallerin spesifik özelliklerinin belirlenmesinden başka, farklı tasarımların farklı yükler altındaki davranışları, gerçek modeller üzerindeki davranışlarından farklı olabilir. Sonuçta oluşturulacak kron veya köprü restorasyonlarının yapısında çok daha karmaşık gerilimler ortaya çıkabilmesi nedeniyle uygulanan, gerçek numunelerin kırılmasına dayanan testlerdir (70).

Kırılma dayanımı dental restorasyonların uzun dönem başarısı için önemli bir kriterdir. Tam seramik sistemlerin kırılma dayanımlarıyla ilgili yapılan birçok çalışmada elde edilen değerler oldukça değişkendir. Çünkü kırılma dayanımı yapıştırma simanının özelliklerine, diş preparasyon dizaynına, yüzey sertliğine, restorasyonun kalınlığına ve bir de kullanılan day materyalinin elastik modülüne bağlıdır (71).

Çalışmalarda kullanılan day materyalleri;

- Metal (1, 72)
- Pirinç (73)
- Akrilik rezin (74)
- Epoksi rezin (4, 75)
- Doğal diş (76)

**Tablo 2.3.** Day materyallerinin elastik modülleri

Materyal	Elastik Modülü (GPa)
Dentin	18.6
Epoksi rezin	11.8
Zirkonya kor	210
Metal	200
Pirinç	100

İn vitro çalışmalarda dental restorasyonun klinik durumuyla ilgili kıyaslanabilir sonuçlar elde etmek için doğal dişe yakın elastik modüle sahip bir day materyali kullanılması gerekmektedir (77).

Dental restorasyonların basma testi ile kırılma dayanımlarının değerlendirilmesinde kullanılan day materyallerinden, epoksi rezin diğerlerine göre dişe en yakın elastik modülüne sahiptir (75, 78, 79).

## 2.6. Yapısal Karakterizasyon Testleri

### 2.6.1. Termal Analiz Yöntemleri

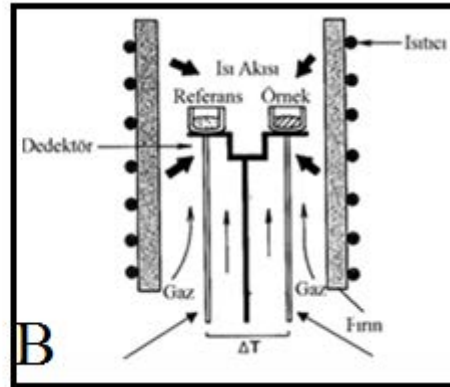
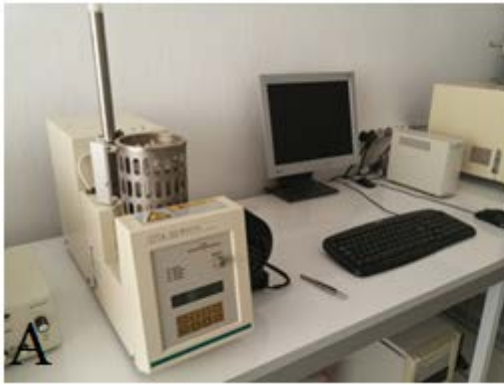
Termal analiz, bir örneğe ait fiziksel ve kimyasal özelliklerin, sıcaklığın bir fonksiyonu olarak ölçüldüğü teknik yöntemleri ifade eder. Termal analiz cihazlarının ölçüm temeli analiz edilmek istenen madde üzerine sıcaklığın (ısıtma veya soğutma şeklinde) belli bir program altında verilmesi, verilen sıcaklığa bağlı olarak madde üzerindeki değişimlerin (kütle, boyut, enerji, vb.) belli tayin sistemleri ile ölçülmesi ve sıcaklığa karşı bu değişimin grafiğe geçirilmesidir (80, 81).

Maddeler ısıtıldıklarında veya soğutulduklarında çeşitli değişimlere maruz kalırlar. Bu değişimler maddenin hal değişimleri, maddenin entalpisindeki değişimler, yapıdaki uçucu bileşenlerin belli sıcaklıkta sistemden uzaklaşmasından dolayı maddenin ağırlığındaki azalmalar, belli sıcaklıkta maddenin ortam gazları ile reaksiyonu sonucu (oksitlenme gibi) oluşan ağırlık değişimleri, belli sıcaklıklarda maddenin boyutlarındaki değişimler (genişleme, büzülme, vb), yine sıcaklığa bağlı olarak maddenin elektriksel direncindeki değişimler olarak belirtilebilir (82, 83)



Yaygın olarak kullanılan termal analiz yöntemlerinin başında; diferansiyel termal analiz (DTA), termogravimetrik analiz (TGA), diferansiyel taramalı kalorimetri (DSC) ve termomekanik analiz (TMA) gelmektedir. Diferansiyel termal analiz (DTA), bir numune ile inert bir referans maddesinin aynı koşullar altında ısıtılması sırasında, numunedeki ısı alışverişi nedeniyle, numune ile referans maddesi arasında meydana gelen sıcaklık farkını kaydeden bir tekniktir (82,83)

Numune ile referans maddesi arasındaki sıcaklık farkı, numunede bir kimyasal tepkime, faz değişimi veya yapısal değişim gibi bir olay gerçekleştiği zaman gözlenecektir. Eğer bu olaylarda numune maddesinden bir ısı açığa çıkıyorsa, örneğin sıcaklığı referans maddesine göre geçici olarak yükselecek ve bu da DTA eğrisinde ekzotermik pik meydana getirecektir; Eğer numune maddesi ısı soğuruyorsa, örneğin sıcaklığı geçici olarak referans maddesinin sıcaklığının gerisinde kalacak ve bu da endotermik bir pik oluşmasına yol açacaktır (82,83)



Şekil 2.7. A; DTA cihazı, B; DTA cihazının şematik görüntüsü

DTA bir numunede ısının absorplandığı veya verildiği her olaya uygulanabilir. Endotermik olaylara örnek olarak erime, buharlaşma, süblimleşme, absorpsiyon ve desorpsiyon sayılabilir. Adsorpsiyon olayı genellikle ekzotermik bir değişimdir, buna karşılık kristal faz değişimleri ekzotermik veya endotermik olabilir. Kimyasal tepkimeler ise hem endotermik hem de ekzotermik pikler oluşturur (81, 82).

### 2.6.2. Elektron Mikroskobu

Malzeme bilimlerinde giderek önem kazanan konuların başında yüzey karakterizasyonu ve analizi gelmektedir. Malzemelerin yüzey özellikleri yapışma, kaplama, boyama, sürtünme ve biyouyumluluk gibi birçok uygulama alanları için oldukça önemlidir. Yüzeylerin karakterizasyonunda uzun yıllardır kullanılan ve ayırıcılığı atomik örgü boyutlarında olan taramalı elektron mikroskopisi (SEM) gelmektedir (84,85)

Günümüzde kullanılan modern bir ışık mikroskobu, esas olarak bir objektif mercek ve bir de göz merceğinden (okü) oluşmaktadır. Böyle bir ışık mikroskobunun büyütme gücü 1000X kadar çıkabilir. Bu da gözün 0,0002 mm (0,2 mikron) büyüklüğündeki bir cismi görmesi demektir (çıplak insan gözü yeterli bir ışık kaynağı altında ancak birbirinden 0,2 mm uzaklıktaki iki noktayı ayırt edebilmektedir. 0,2 mm'den daha yakın olan cisimleri tek bir nokta gibi görür) (84,85)



Şekil 2.8. Elektron mikroskobu

Elektron mikroskobu optik mikroskoplarla benzer ilkeyle çalışır. Ancak, burada farklı olarak ışık yerine elektron demetleri kullanılır ve bu demetler cam mercekler tarafından değil elektromagnetik mercekler (mıknatıslar) tarafından odaklanır. Elektron mikroskoplarının en önemli avantajı çok iyi çözünürlük sağlaması ve optik mikroskoplardan çok daha fazla büyütebilme özelliği olmasıdır. En gelişmiş bir ışık mikroskobu, görünür ışık demeti içerisinde dalga boyu en küçük olan, mavi veya mor ışık kullansa bile ancak yaklaşık 100 nm'lik bir çözümleme yapabilirken; elektronun dalga boyu ışığından 100 000 defa daha küçük olduğundan bir elektron mikroskobu

0,1 nm'lik bir çözümlene yapabilir. Bu da 1 000 000 defadan daha fazla bir büyütme gücü demektir (84,85)

SEM analizlerinde birçok numune, sadece yüzey parlatma ve temizleme işlemine tabi tutulur. Ancak su gibi buharlaşan bileşenler içeren numuneler önce vakumda kurutulmalı ve iletken olmayan malzemelerin yüzeyi altın veya karbon gibi iletken bir madde ile kaplanmalıdır. Altın çok ince kaplandığından ve çok iyi ikincil elektronlar ürettiğinden iyi bir görüntü oluşmasını sağlar. Altın veya daha ucuz yöntem olan karbon kaplama işlemi, numune üzerine gelen elektron demeti ile örneğin elektriksel kontağının sağlanması, dolayısıyla tarama işlemi sırasında ekranda görüntünün (numune yüzeyinin elektronlarla haritasının çıkarılma işleminin) elde edilmesi için kullanılır (83, 84).

### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

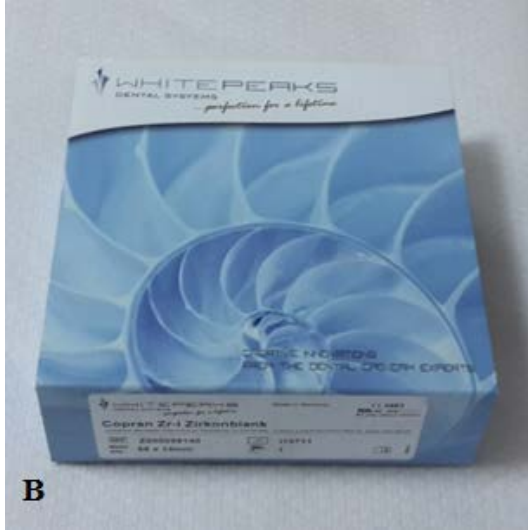
Bu çalışmada, 3 farklı marka monolitik zirkonya materyalinden [Zirconia Prettau (ZirconZahn, İtalya), Katana Zirconia (Noritake, Japonya) ve Copran Zr-i monolith (White Peaks, Almanya)], 2 farklı kavite tipine göre hazırlanan, inley tutuculu köprülerin kırılma dayanımlarının değerlendirmesi amaçlandı. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya restoratif materyallerinin ürün içerikleri tablo 3.1’de gsterilmiştir.

**Tablo 3.1.** alışmada kullanılan monolitik zirkonya blokları ve ierikleri

rn adı	rn İeriği	retici firma
Zirconia Prettau	ZrO <sub>2</sub> , Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%4-6), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (<%1), SiO <sub>2</sub> (max. %0.02), Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (max. %0.01) Na <sub>2</sub> O (max. %0.04)	ZirconZahn, İtalya
Copran Zr-İ monolith	ZrO <sub>2</sub> , Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%5.15-5.55), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%0.03-0.07), Fe bileşikleri (%0-0.01), Diğer (%0-0.02)	White Peaks Dental Systems, Almanya
Katana Zirconia	ZrO <sub>2</sub> , Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Diğer	Noritake, Japonya



A



B



C

Şekil 3.1. Kullanılan bloklar  
A; Zirconia Prettau,  
B; Copran Zr-i Monolith,  
C; Katana Zirconia

Bu çalışmada; 3 farklı monolitik zirkonya, 2 farklı kavite tipi ve termal siklus uygulanıp uygulanmamasına göre toplam 12 grup oluşturulacaktır. Power analizine göre;  $\alpha=0.05$ ,  $1-\beta=0.8$  alındığında kırılma dayanımında ortalama 150N'luk değişim için her gruptan en az 12 numune (toplamda 144 numune) hazırlanması gerektiği hesaplandı.

Her iki kavite tipi için, her bir zirkonya materyalinden 24 olmak üzere 48'er tane inley tutuculu restorasyon üretildi. Her grup kendi içinde termal siklus uygulanıp uygulanmama durumuna göre 2 alt gruba ayrıldı. Mevcut 144 numune her grupta 12 numune olacak şekilde 12 gruba ayrılmış oldu. Çalışmada kullanılan numunelerin gruplandırılması tablo 3.2'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.2.** Çalışmadaki numunelerin gruplandırılması

Ürün adı	Kavite tipi	Termal siklus uygulanma durumu n=12
Zirconia Prettau	Tüp kavite	+
		-
	Kutu kavite	+
		-
Copran Zr-i monolith	Tüp kavite	+
		-
	Kutu kavite	+
		-
Katana Zirconia	Tüp kavite	+
		-
	Kutu kavite	+
		-

### 3.2. Numunelerin Hazırlanması

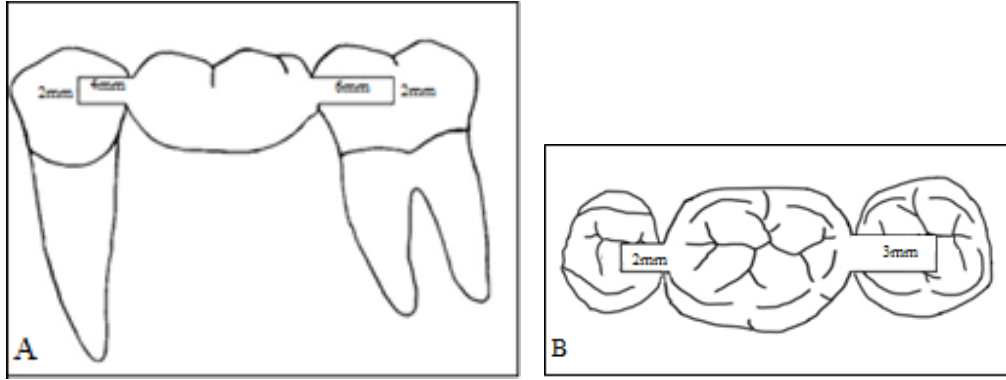
Fantom alt çene modelinden (Frasaco, ANA 4, Tettngang, Almanya) sağ ve sol birinci molar dişler çıkartılarak yerleri mum ile doldurulup dişsiz kret formu verildi. Sağ taraftaki ikinci premolar ve ikinci molar dişlere tüp şeklinde preparasyon yapılırken sol tarafa kutu şekilli preparasyon yapıldı.



Şekil 3.2. Kaviterin hazırlandığı çene modeli

### 3.3. Kaviterin Preparasyonu

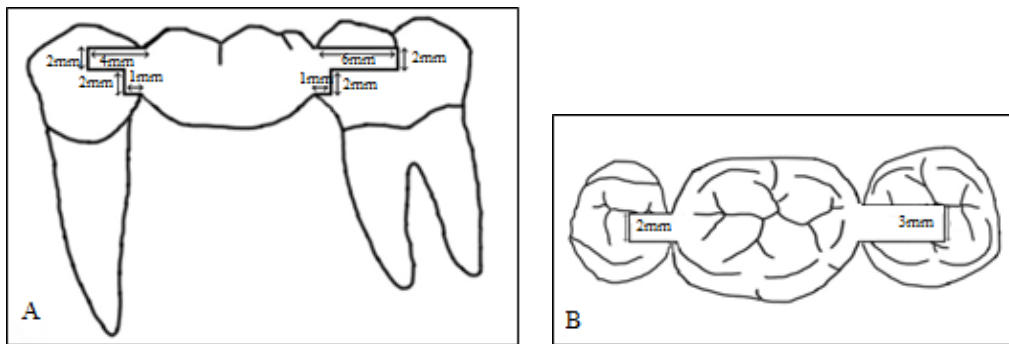
Yardımcı proksimal kutusuz-tüp şeklinde inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği 2 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği molar dişte 6 mm, premolar dişte ise 4 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukko-lingual genişliği, molar dişte 3 mm, premolar dişte ise 2 mm'dir. (Şekil 3.3)



**Şekil 3.3.** Tüp şekilli kavitenin şematik görüntüsü

**A;** Bukkal görüntü, **B;** Oklüzal görüntü

Yardımcı proksimal kutulu-basamaklı inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği 2 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği molar dişte 6 mm, premolar dişte ise 4 mm'dir. Yardımcı kavite duvarının oklüzo-servikal yüksekliği, hem molar, hem de premolar dişte 2 mm'dir. Yardımcı kavitenin mesio-distal genişliği, hem molar hem de premolar dişte 1 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukko-lingual genişliği, molar dişte 3mm, premolar dişte 2 mm olarak hazırlandı. (Şekil 3. 4)

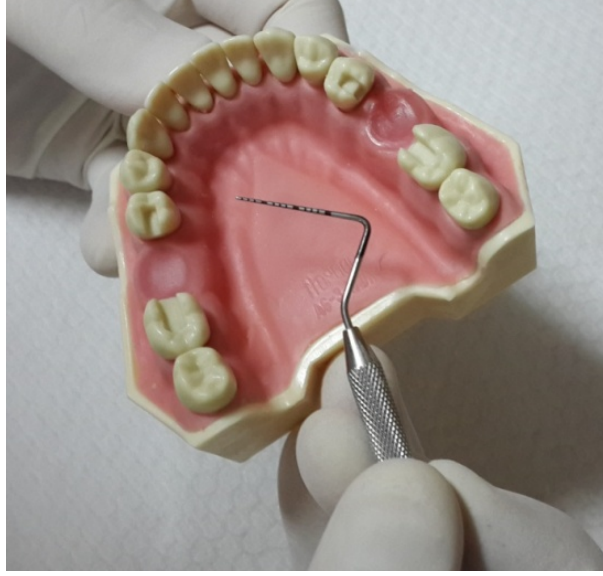


**Şekil 3.4.** Kutu şekilli kavitenin şematik görüntüsü

**A;** Bukkal görüntü, **B;** Oklüzal görüntü



Kaviterler preparasyon sırasında milimetrik göstergeli periodontal sond ile ölçülerek istenilen ebatlara uygun olması sağlandı.



**Şekil 3.5.** Periodontal sond ile kaviterlerin ebatlarının ölçülmesi



**Şekil 3.6.** Sağ bölgeye kutu kavite, sol bölgeye tüp kavite preparasyonu yapılan fantom çene

### 3.4. Ölçü Alınması ve Epoksi Rezin Model Oluşturulması

Çenelerden ilave silikon ölçü materyali (Elite HD+ Maxi Putty Soft Fast Setting; Zhermack, İtalyave Elite HD+ Light Body Fast setting; Zhermack, İtalya) kullanılarak puty wash tekniği ile alınan ölçüler dental laboratuvara (AS Dental Diş Laboratuvarı, Konya) gönderildi. Her bir yarım çene modelden 72 adet olmak üzere toplam 144 adet epoksi rezin model elde edildi. Epoksi modeller akril bloklara gömüldü.



Şekil 3.7. Kullanılan ölçü materyali



Şekil 3.8. Akrilik bloklara gömülen epoksi rezin modeller

### 3.5. Restorasyonların Taranması ve Tasarlanması

Epoksi modeller CAD/CAM cihazına yerleştirilip 3 boyutlu tarandıktan sonra restorasyon dizaynları yapıldı (Dental Wings, Dental Wings Inc. Montreal, Kanada)

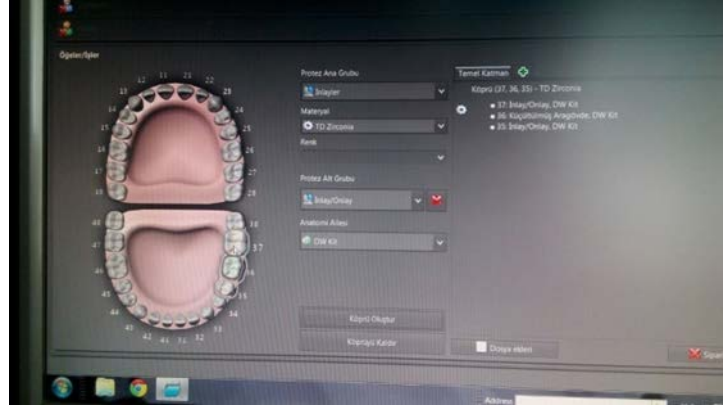


Şekil 3.9. Kullanılan CAD/CAM cihazı



**Şekil 3.10.** Epoksi rezin modellerin cihaza yerleştirilmesi

Üretilecek restorasyonun hangi dişleri kapsayacağı programdan seçildikten sonra taranan modellerdeki kavite sınırları belirlendi. Basma testi uygulanırken gövdenin krete temas etmesinden dolayı yanlış değerler elde etmeyi engellemek amacıyla gövdenin kretten yaklaşık 2 mm yukarıda olmasına dikkat edildi. Bu sınırlara uygun olarak istenilen restorasyon tasarlandı.



Şekil 3.11. Restorasyon yapılacak dişlerin seçimi



Şekil 3.12. Kavitelerin sınırlarının belirlenmesi



Şekil 3.13. Restorasyonların tasarlanması

### 3.6. Restorasyonların Üretilmesi

Pica Soft programı (Picasoft dentalcam, Vierzon France) kullanılarak, her bir preparasyon tipi için 3 farklı marka monolitik zirkonya materyalinden 24'er adet inley tutuculu köprü restorasyonu üretildi (Yenamak 5 aks, Yena Makina San. Tic. Ltd. Şti. Y. Dudullu, İstanbul, Türkiye)



Şekil 3.14. CAD/CAM cihazına yerleştirilen zirkonya bloğun millenmesi



**Şekil 3.15.** Milleme sonucu restorasyonların oluşması

### **3.7. Numunelerin Simantasyonu**

Her bir restorasyon kendi epoksi modeline Panavia F 2.0 TC kit (Kuraray, Noritake Dental Inc.,Japonya) siman ile talimatlara uygun olarak simante edildi. Numuneler 24 saat 37C<sup>0</sup>'lik su banyosunda bekletildi.





Şekil 3.16. Kullanılan siman



Şekil 3.17. Simantasyonları yapılan numuneler



### 3.8. Numunelere Termal Siklus Uygulanması

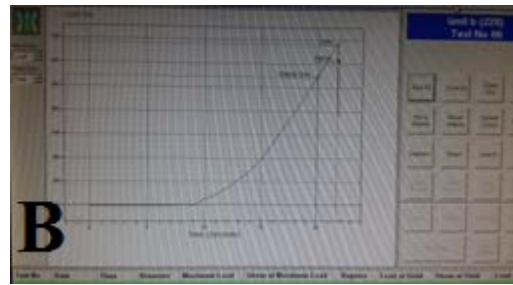
Her grubun numunelerinin yarısı hemen, diğeri yarısı ise termal siklus cihazında (Gökçeler Makine, Sivas) 10.000 sikluluk (5- 55<sup>0</sup>C, 30sn aralıklarla) yaşlandırma işleminden sonra kırılma testine tabi tutuldu.



Şekil 3.18. Termal siklus cihazı

### 3.9. Numunelere Basma Testi Uygulaması

Kırılma dayanımları; Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde üniversal test cihazında (Instron, Tensometre, İngiltere) kafa hızı 0.5mm/dk olacak şekilde, 5mm çapındaki çelik bilye ile restorasyonların gövdelerinin santral fossalarına dikey kuvvet gelecek şekilde uygulanarak ölçüldü.



Şekil 3.19. A; Üniversal instron cihazı B; Basma testi sonucu kayıt örneği

### 3.10. Kırık Hattının SEM ile Görüntülenmesi

Her bir markanın termal siklus öncesi ve sonrası gruplarından birer numune kırık hattını ve termal siklusun etkisini değerlendirmek için SEM (Scanning Electron Microscope) ile görüntüledi. Bu işlem İnönü Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Numuneler altın –palladyum ile kaplanarak gümüş kontak yapıldı. (şekil 3.20) Hazırlanan numunelerden Leo Evo 40 SEM cihazı ile 10.000x, 5.000x, 2.500x, 1000x, 500x büyütme oranında görüntüler alındı.



**Şekil 3.20.** SEM'le görüntü almak için kaplanan numuneler

### 3.11. Diferansiyel Termal Analiz (DTA)'in Uygulanması

SEM görüntüleri ve kırılma dayanımları açısından gruplar arasında fark görülmediği için sadece bir markanın (Copran Zr-i monolith) termal siklus öncesi ve sonrası birer numunesinin kırık oklüzal parçaları DTA cihazına (DTA-50 Shimadzu, Japonya) yerleştirilip termal analizleri yapıldı.

### 3.12. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırma verilerinin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS for Windows Version 17.0 yazılımı kullanıldı. Nicel değişkenlerin tanımlanmasında ortalama ( $\bar{X}$ )  $\pm$  standart sapma (SD), Min-Max değerleri kullanıldı. Nicel değişkenlerin normallik testi Shapiro Wilk testi ile yapıldı. Test sonucuna göre; grupların karşılaştırılmasında; unpaired t testi, Mann-Whitney U testi, bağımsız gruplarda tek yönlü varyans analizi ve Kruskal Wallis varyans analizi kullanıldı.  $p < 0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi

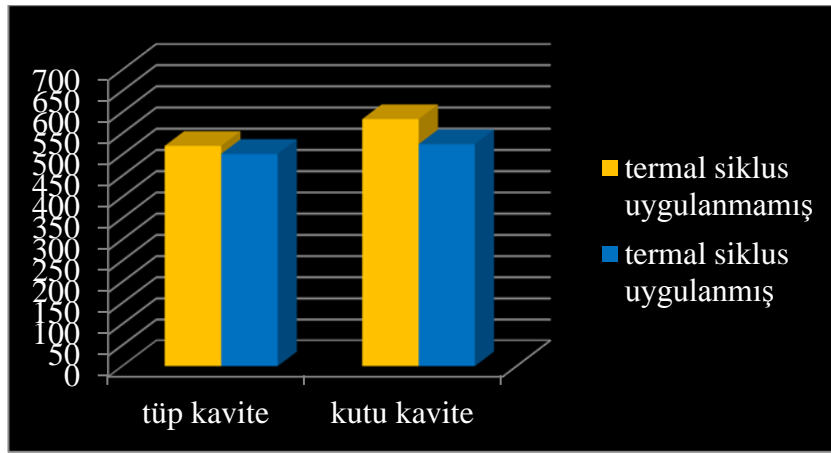
Numunelerin; markalara, farklı diş preparasyonlarına ve termal siklus uygulanıp uygulanmama durumuna göre kırılma direnci testi sonucunda elde edilen verilerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma sonuçları tablo 4.1’de verilmiştir.

**Tablo 4.1.** Numunelerin kırılma dayanımı değerleri ve standart sapmaları (N)

Markalar	Kavite Tipi	TS Durumu	$\bar{X} \pm SD$	Min.	Max.
Zirconia Prettau	Tüp Kavite	-	520±116.9	321.7	679.2
		+	501±130.7	342	773.9
	Kutu Kavite	-	583.1±69.5	444.6	671
		+	524.3±74.2	360.1	629.9
Copran Zr-i Monolith	Tüp Kavite	-	571.5±158.6	289.6	838.3
		+	568.2±15.1	340.5	737.5
	Kutu Kavite	-	567.7±139.7	346.8	769.1
		+	567.2±146	338.8	802.3
Katana Zirconia	Tüp Kavite	-	537.4±99.1	414.7	700.5
		+	541.8±66.8	367.7	625
	Kutu Kavite	-	516.5±106.7	364	737.9
		+	531.2±75.3	420.7	631.7

#### 4.1.1. Zirconia Prettau Markalı Numunelere Ait Bulgular

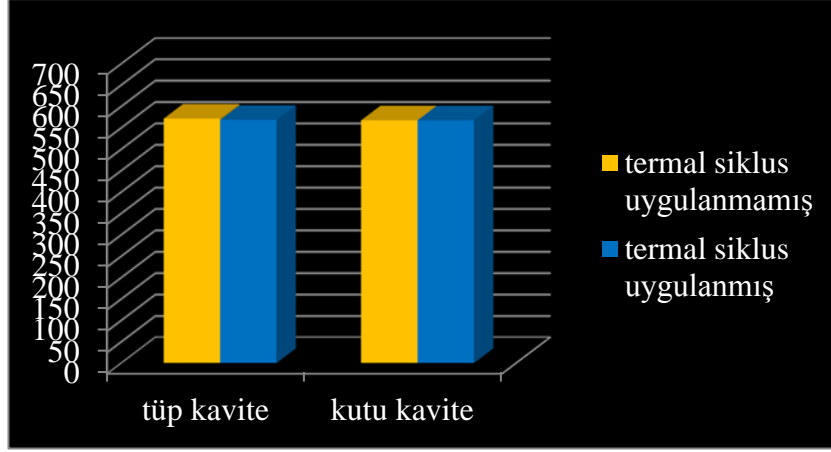
Zirconi Prettau ile yapılan restorasyonların kırılma dayanımları termal siklus öncesi tüp kavitede  $520\pm116.9$  N, kutu kavitede  $583.1\pm69.5$  N, termal siklus sonrası tüp kavitede  $501\pm130.7$  N, kutu kavitede ise  $524.3\pm74.2$  N bulunmuştur. Her bir kavite türündeki restorasyonların termal siklus öncesi ve sonrası, ayrıca kavite türlerinin birbirleri arasındaki kırılma dayanımı değerlerindeki fark istatistiksel olarak önemsizdir. ( $p\geq 0.05$ )



Şekil 4.1. Zirconia Prettau markaya ait grupların değerleri

#### 4.1.2. Copran Zr-i Monolith Markalı Numunelere Ait Bulgular

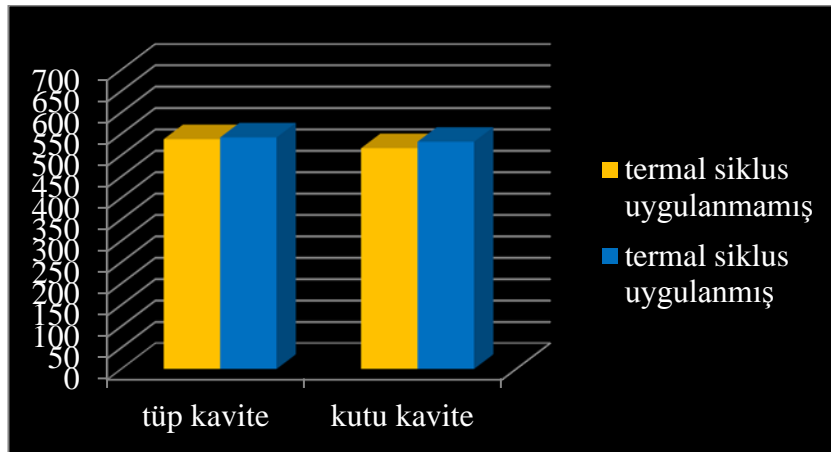
Copran Zr-i Monolith ile yapılan restorasyonların kırılma dayanımları termal siklus öncesi tüp kavitede  $571.5\pm158.6$  N, kutu kavitede  $567.7\pm139.7$  N, termal siklus sonrası tüp kavitede  $568.2\pm15.1$  N, kutu kavitede ise  $567.2\pm146$  N bulunmuştur. Her bir kavite türündeki restorasyonların termal siklus öncesi ve sonrası, ayrıca kavite türlerinin birbirleri arasındaki kırılma dayanımı değerlerindeki fark istatistiksel olarak önemsizdir. ( $p\geq 0.05$ )



Şekil 4.2. Copran Zr-i Monolith markaya ait grupların değerleri

#### 4.1.3. Katana Zirconia Markalı Numunelere Ait Bulgular

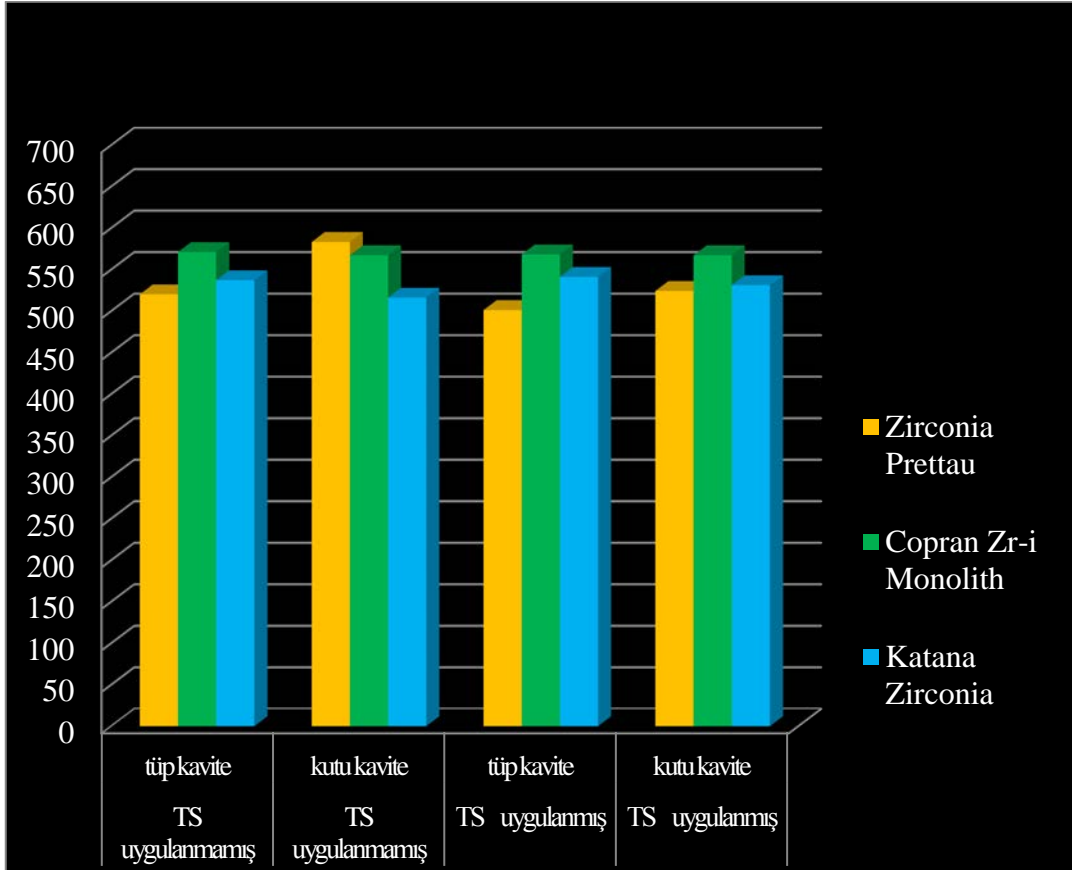
Katana Zirconia ile yapılan restorasyonların kırılma dayanımları termal siklus öncesi tüp kavitede  $537.4 \pm 99.1$  N, kutu kavitede  $516.5 \pm 106.7$  N, termal siklus sonrası tüp kavitede  $541.8 \pm 66.8$  N, kutu kavitede ise  $531.2 \pm 75.3$  N bulunmuştur. Her bir kavite türündeki restorasyonların termal siklus öncesi ve sonrası, ayrıca kavite türlerinin birbirleri arasındaki kırılma dayanımı değerlerindeki fark istatistiksel olarak önemsizdir. ( $p \geq 0.05$ )



Şekil 4.3. Katana Zirconia markaya ait grupların değerleri

#### 4.2. Markaların Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

Termal siklus öncesi tüp kaviteli numunelerin, kutu kaviteli numunelerin, termal siklus sonrası tüp kaviteli numunelerin ve kutu kaviteli numunelerin kendi içinde markalara göre kırılma dayanımları karşılaştırıldığında aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p \geq 0.05$ ).



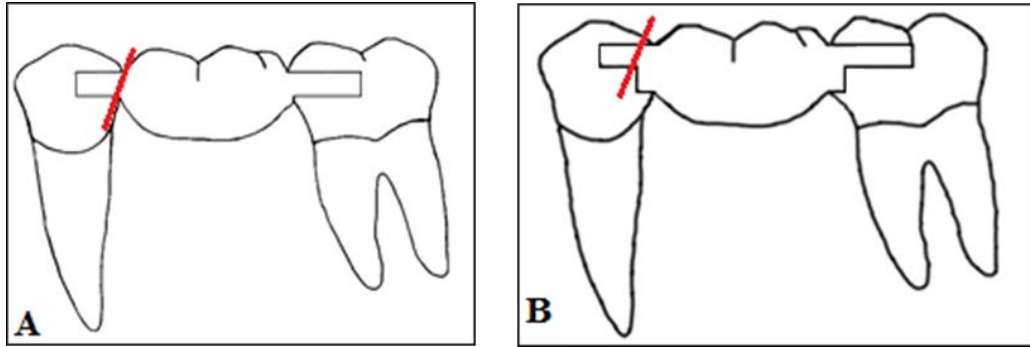
Şekil 4.4. Bütün grupların karşılaştırılması

### 4.3. Kırılma Tipleri

Kırılma testi sonrası bütün markalara ve gruplara ait numunelerde, restorasyonun en ince kısmı olan konnektör bölgesinde kırık olduğu gözlemlendi. Tüp kaviteli köprülerde kırık bölgesinin, oklüzal kavite ile gövdenin birleşim yerinde, kutu kaviteli köprülerde ise kavitenin oklüzal ve proksimal kısımlarının birleşim yerinde olduğu görüldü. Tüp ve kutu kavitelere ait numunelerden birer örnek şekil 4.5’de, kırık hattının şematik görüntüsü ise şekil 4.6’da gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Kırık örneği **A**; Tüp kavite, **B**; Kutu kavite



Şekil 4.6. Kırık bölgesinin şematik görüntüsü **A**; Tüp kavite, **B**; Kutu kavite

Bütün gruplardaki numunelerin kırık bölgelerinin kaçının mezial konektör, kaçının distal konnektörde olduğu sayılmıştır. Verilerin sayısal değerleri tablo 4.2’de verilmiştir. Kırığın olduğu konnektörün yeri konusunda (mezial veya distal) anlamlı bir ilişki kurulamamıştır.

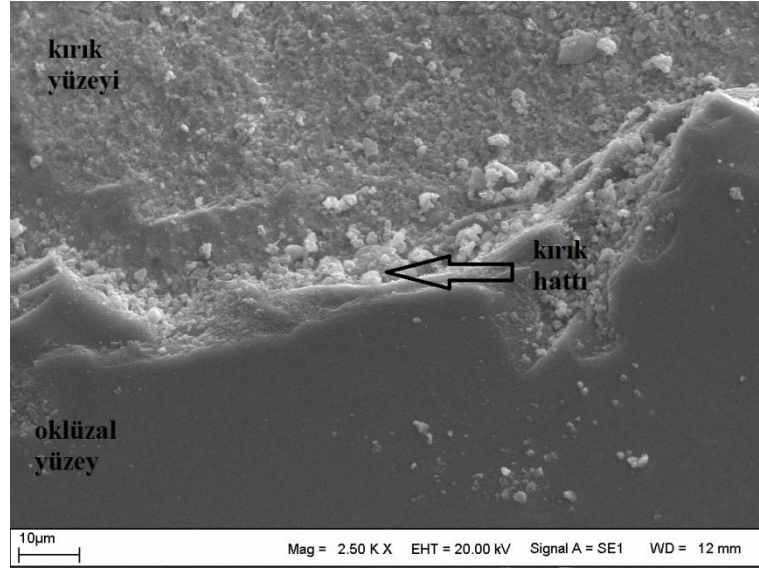


**Tablo 4.2.** Numunelerin kırık bölgelerine göre gruplandırılması

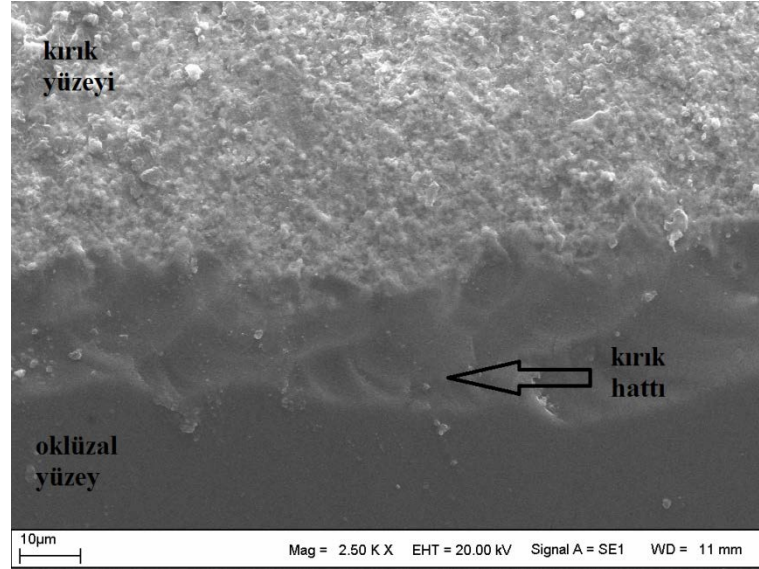
		Termal Siklus Öncesi		Termal Siklus Sonrası	
		Mezial Konnektör	Distal Konnektör	Mezial Konnektör	Distal Konnektör
<b>Zirconia Prettau</b>	Tüp Kavite	2	10	2	10
	Kutu Kavite	5	7	6	6
<b>Copran Zr-i Monolith</b>	Tüp Kavite	8	4	4	8
	Kutu Kavite	9	3	11	1
<b>Katana Zirconia</b>	Tüp Kavite	9	3	7	5
	Kutu Kavite	9	3	4	8

#### 4.4. Numunelerin SEM Görüntüleri

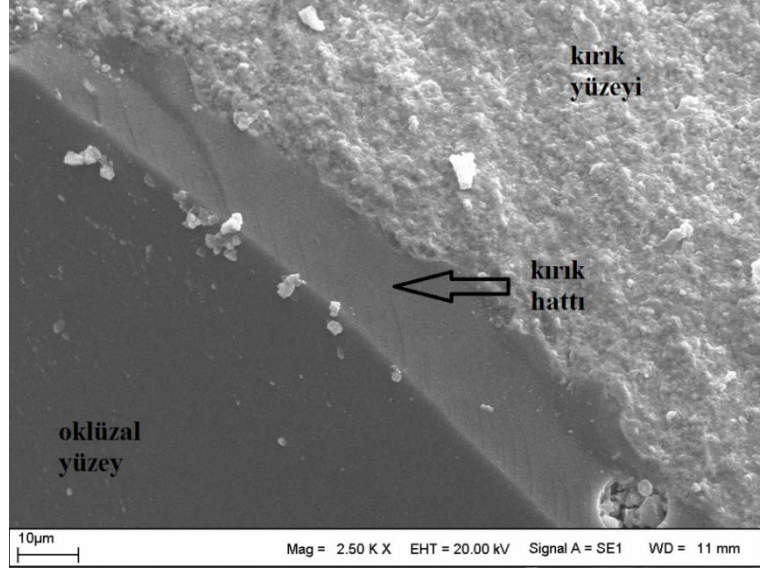
Her bir markaya ait termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası birer numuneden SEM ile 10.000x, 5.000x, 2.500x, 500x ve 250x büyütme oranlarında görüntü alınmıştır. Oklüzal yüzey, kırık hattı ve kırık yüzeyi 2.500x büyütme oranında beraber görülmektedir. (Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12)



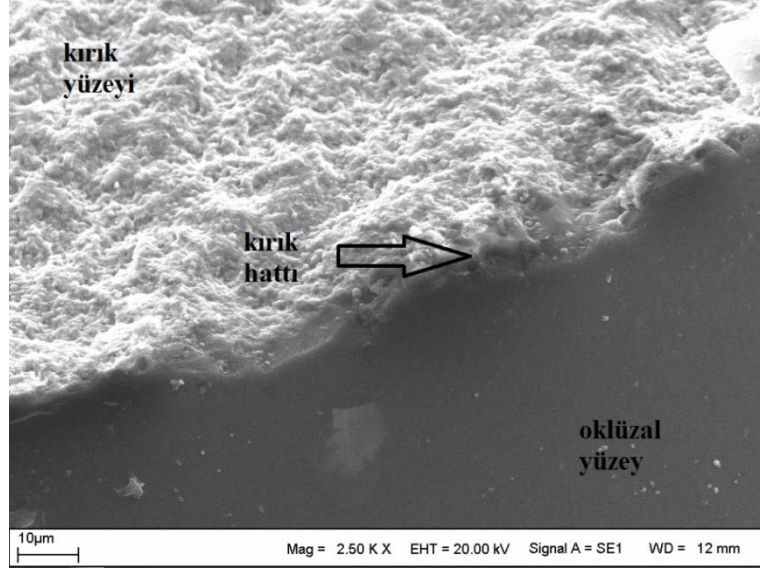
**Şekil 4.7.** Zirconia Prettau termal siklus öncesi numunenin kırık hattı



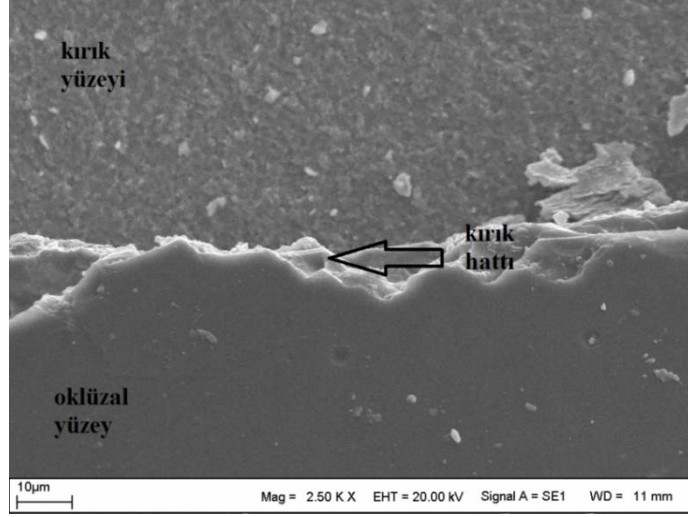
**Şekil 4.8.** Zirconia Prettau termal siklus sonrası numunenin kırık hattı



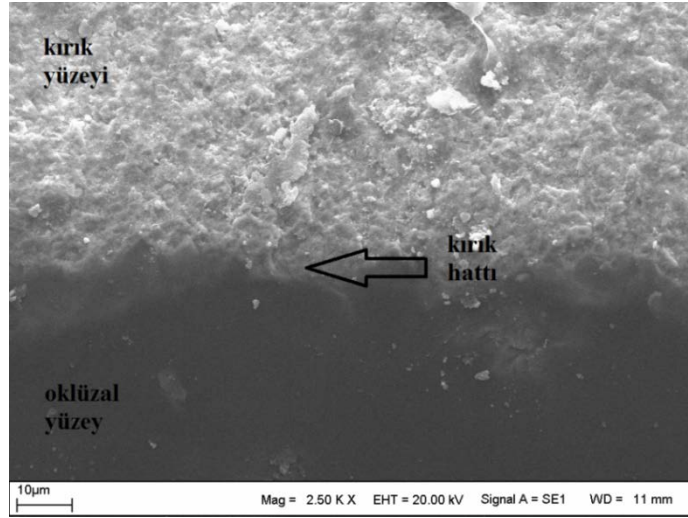
Şekil 4.9. Copran Zr-i Monolith termal siklus öncesi numunenin kırık hattı



Şekil 4.10. Copran Zr-i Monolith termal siklus sonrası numunenin kırık hattı



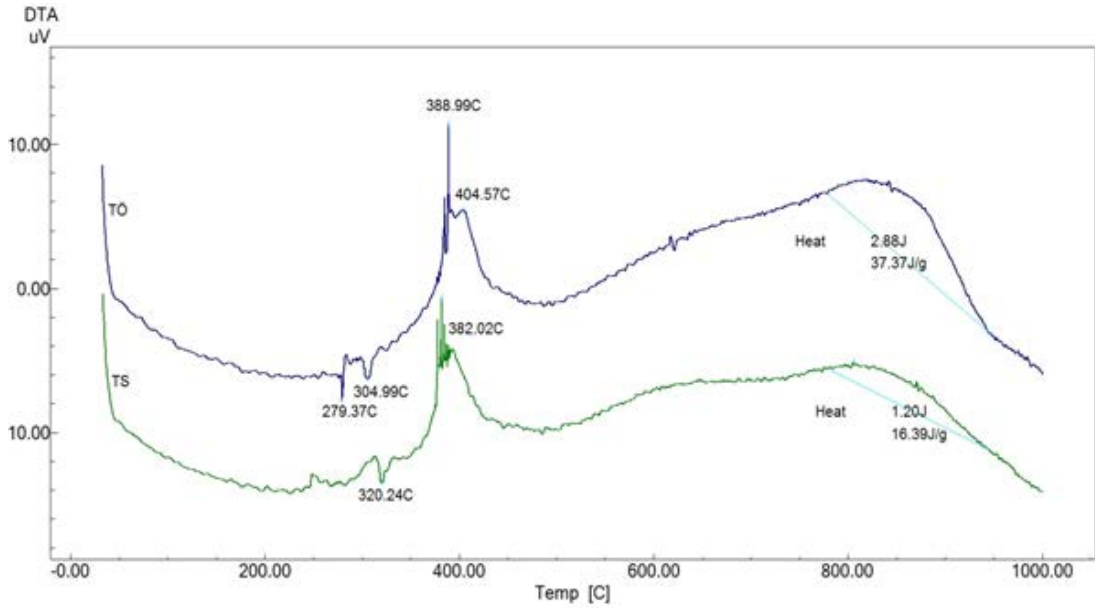
**Şekil 4.11.** Katana Zirconia termal siklus öncesi numunenin kırık hattı



**Şekil 4.12.** Katana Zirconia termal siklus sonrası numunenin kırık hattı

SEM görüntülerinde üç markanın da kırık hattının sınırlarının termal siklus öncesi daha belirgin ve keskin, termal siklus sonrası ise daha yumuşak olduğu gözlemlendi. 10.000 devir termal siklus ile 1 yıllık yaşlandırma uygulamasının dayanıklılık anlamında numunelerde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığı belirlenmiş, fakat yüzeyden başlamak üzere yapıda belirgin bir değişimin meydana geldiği görülmektedir. Bu durum şekil 4.13’de DTA termogramlarından da açıkça görülmektedir.

#### 4.5. Termal Karakterizasyon



**Şekil 4.13:** Numunelerin termal siklus öncesi ve sonrası diferansiyel termal analiz (DTA) termogramları

DTA malzemelerin yapısal analizlerinde, özellikle faz geçişlerinin belirlenmesinde kullanılan önemli tekniklerden biridir. Bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya numunelerinin oklüzal yüzeyleri DTA cihazında termoçiftlerin yüzeleriyle temas edecek şekilde yerleştirilmiş, yüzeydeki değişimler izlenmeye çalışılmıştır. Şekil 4.13’de görüldüğü gibi;

- Numune yüzeyine ilişkin termal siklus öncesinde (TÖ) 279 C°’de görülen pik termal siklus sonrasında (TS) görülmemektedir.
- 900 C° civarında meydana gelen faz geçişlerindeki enerji değişimi TS’de TÖ’nün yaklaşık yarısı kadardır.
- TÖ’de 404 C°’de görülen ekzotermik faz geçiş piki TS’de görülmemektedir.

Bu sonuçlardan anlaşılacağı üzere numunelerin yüzey karakteristikleri değişmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Bilimsel çalışmalara dayanarak, dental arkta bulunan boşlukların hastaya estetik ve fonksiyonel açıdan verdiği rahatsızlığı gidermek amacıyla; farklı pek çok tedavi seçeneği uygulanabilir. Burada önemli olan nokta uygulanan materyal veya tekniğin hasta ve hekim açısından en uygun ve memnun edici seçenek olmasıdır.

Tek diş eksikliğinin tedavi seçenekleri içinde en çok kullanılan, metal-seramik ya da tam seramik sabit dental protezlerdir. Bu restorasyonların en büyük dezavantajı, diş dokusundan fazla miktarda doku uzaklaştırma gerekliliğidir. Bu açıdan minimal preparasyon gerektiren inley tutuculu sabit dental protezler (IRFDP), konvansiyonel bir yaklaşım olarak iyi bir alternatif olmuştur (4).

Kılıçarslan ve arkadaşları (85), geleneksel metal-seramik köprü proteziyle, metal-seramik, lityum disilikat cam-seramik ve zirkon-seramik ile yapılan inley tutuculu restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Restorasyonlar gövde mesafesi 11 mm, konnektör alanı ise 4x4 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Çalışmanın sonucunda inley tutuculu zirkon-seramik köprünün kırılma dayanımının (1247N), geleneksel metal-seramik köprüye (1318N) yakın değere sahip olduğu, inley tutuculu metal-seramik köprünün ise posterior (958N) bölgede çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek kapasitede olduğu bulunmuştur. Lityum disilikat altyapılı numuneler ise anlamlı derecede düşük kırılma dayanımına sahip çıkmıştır (303N).

Sadece in vitro değil, in vivo olarak da geleneksel tam kron köprü protezlerin inley tutuculu köprülerle karşılaştırmasını içeren çalışmalar mevcuttur. Wolfart ve arkadaşları (86), klinik olarak lityum disilikat cam seramikle (IPS emax press) yaptıkları 81 adet tam kron köprüyle 45 adet inley tutuculu köprünün 4 yıllık takibini yapmışlardır. Geleneksel tam kron köprülerin 4 yıllık takip sonucunda başarı oranı %100, ortalama 37 ay takip süresi olan inley tutuculu köprülerin başarı oranı %87 olarak bulunmuştur.

Birçok in vitro çalışmanın, cam fiberle güçlendirilmiş kompozitin özelliklerinin ve marjinal uyumunun iyi olmasını belirtmesinden dolayı, Göhring ve Ross (87), 36 hastaya 53 adet inley tutuculu restorasyon uygulayıp 5 yıllık takip yapmışlardır. Çalışmada uygulanan restorasyonların maksillada ve mandibulada olması, premolar veya molar eksikliğinde uygulanması, kavitelerin tek yüzlü, iki yüzlü, üç yüzlü olması, bazı dişlerin ise kanal tedavisi içermesi gibi değişkenlikler mevcuttur. 5 yılın sonundaki başarı oranı ise veneer kırıkları hesaba katılmazsa %73, desimantasyon hesaba

katılmazsa %97 bulunmuştur. Çalışmanın sonunda, veneer materyalinin kırılmasını önlemek için altyapı materyallerinin ve dizaynlarının geliştirilmesi gerektiği açıklanmıştır.

Diş hekimliğinde yeni tedavi ve teknolojilerin kullanılması iki sonuç doğurur: bunlardan ilki hastalara geniş tedavi seçenekleri sunmayı sağlarken, diğer taraftan ise belirli tıbbi durumlar karşısında karar verme-uygulama aşamasını (algoritmasını) geliştirir (8).

Hastaların artan talepleri nedeniyle, estetikten ödün vermeden yüksek mukavemetli restoratif seçenek sunmak, klinisyenler tarafından karşılaşılan bir sorundur. Konservatif preparasyon yapıldığında, kullanılan kor materyalinin opaklığı estetikte dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca üstyapıda kullanılan veneer materyalinin dayanıklılığının, kor materyalinden daha düşük olmasından dolayı chipping meydana gelmektedir (88).

Son zamanlarda tam kontur (monolitik) zirkon kronlar; kırılma dayanımları, estetik görünüşleri, karşıt dişte minimal aşındırma özellikleri, konvansiyonel preparasyon ve uzun dönem klinik başarı potansiyelleri sayesinde popülerlik kazanmıştır (89).

Nakamura ve arkadaşları (62), monolitik lityum disilikat kronlarla monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, geleneksel tam seramik kron yapımında materyalin dayanımını arttırmak ve veneer materyaline yer sağlamak için fazla miktarda redüksiyon yapılmasından yola çıkarak, monolitik restorasyonların daha az oklüzal redüksiyon yapıldığındaki dayanımlarını test etmeyi amaçlamışlardır. Monolitik lityum disilikat kronlar için 1.5 mm oklüzal redüksiyon, 1 mm servikal chamfer basamak preparasyonu yapılmıştır. Monolitik zirkonya restorasyon için ise 0.5 mm, 1mm ve 1,5 mm oklüzal redüksiyon ve her birinden 0,5 mm, 0,7 mm, 1 mm servikal chamfer basamak preparasyonu uygulamışlardır. Kronlar kompozit rezin day materyaline simante edilerek basma testi uygulanmıştır. Sonuçta, 0.5 mm oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kronların ( $5558 \pm 522N$ ), 1.5 mm kalınlığa sahip lityum disilikat kronlardan ( $3147 \pm 409N$ ) daha fazla kırılma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur. Oklüzal redüksiyonun kırılma dayanımına anlamlı etkisi olduğu, fakat basamak kalınlığının dayanımı etkilemediği sonucuna varılmıştır. Molar bölge tek kronlar için monolitik zirkonyadan yapılan 0,5 mm oklüzal redüksiyon ve 0,5 mm chamfer basamak kalınlığının yeterli olacağı savunulmuştur.

Lameira ve arkadaşları (63), polisajlı monolitik zirkonya, glazür uygulanmış monolitik zirkonya ve iki tabakalı zirkonya (0.8mm zirkonya koping + 0.7mm porselen veneer) kronların çiğneme simülatörü ile yaşlandırılma sonucu kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonların kalınlıkları 1,5 mm olacak şekilde üretilmiş ve standart olarak prepare edilmiş sıgır dişi üzerine simante edilmiştir. Polisaj işlemleri elmas separe ve kıl fırça ile glazür işlemleri ise glazür fırını ile gerçekleştirilmiştir. Kronlar simante edildikten sonra 2.500.000 siklus çiğneme simülatörüne tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda polisajlı zirkonya ( $3476.2N \pm 791.7N$ ) ile glazürlü zirkonya kronlar ( $3561.5N \pm 991.6N$ ) arasında fark bulunmazken, bu iki grup da iki tabaka zirkon kronlardan ( $2060.4N \pm 810.6N$ ) daha dayanıklı çıkmıştır.

Johansson ve arkadaşları (77), 2 marka monolitik zirkonya kron, bu iki monolitik zirkonya üzerine veneer uygulanan kron, monolitik lityum disilikat ve zirkon-seramik kron restorasyonların kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Kronlar polioksietilen rezin materyalden yapılan day modele simante edilip termal siklus ile 5000, çiğneme simülatörü ile 10.000 siklus yaşlandırılıp basma testi uygulanmıştır. Monolitik zirkonya kronların iki markası da (2795 N ve 3038 N) diğer bütün gruplardan, zirkon-seramik kronlar ise (2229 N) monolitik lityum disilikat kronlardan (1856 N) ve veneerlenmiş monolitik zirkonya kronlardan (1480 N ve 1808 N) anlamlı derecede dayanıklı çıkmıştır.

Çalışmamızda düşük preparasyon kalınlığında bile yüksek dayanım gösterebilen, translüsent olduğundan dolayı estetik olan, bu yüzden veneer materyaline ihtiyaç duyulmadan restorasyon yapılabilen ve veneer materyaline bağlı oluşan delaminasyon ve chippingin elimine edildiği monolitik zirkonya materyali kullanılmıştır

Klinikte rutin kullanılan ve estetik restorasyon kategorisinde yer alan fiber destekli kompozitlerin renk stabilitesindeki problemler ve veneer porselenin karşıt dişi aşındırması dezavantajları sık olarak karşımıza çıkmaktadır. Literatürde translüsent zirkonyanın karşıt dişi aşındırmasıyla ilgili yapılan çalışmalar mevcuttur. Kim ve arkadaşları (90) yaptıkları bir çalışmada, 3 marka monolitik zirkonya (Prettau, Lava ve Rainbow), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press) ve feldspatik porselenin (Vita-Omega 900) minede ve feldspatik porselende oluşturduğu aşınmayı ölçmüşlerdir. Sonuçta, minenin porselenden daha çok aşındığını ve en az aşındırmayı monolitik zirkonyaların oluşturduğunu bulmuşlardır.



Dental bir restorasyon yapımında kullanılan materyalin dayanımı, destekleyen yapının elastik modülüne, restorasyonun kalınlığına, yapıştırma simanının özelliklerine ve kavite tipine bağlıdır (4).

Song ve arkadaşları (91) yaptıkları bir çalışmada, iki preparasyon tipi ve gövde uzunluğunda fiber destekli kompozit ile yapılan inley tutuculu köprülerin, gerçek dişlerden hazırlanan modeller üzerindeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta 7 mm gövde uzunluğundaki köprünün dayanımı 11 mm gövde uzunluğu olan köprüden daha yüksek çıkmıştır. Ayrıca kutu şekilli preparasyona ait köprü tüp şekilli preparasyona yapılan köprüden daha dayanıklı bulunmuştur. Bütün gruptaki köprülerin değerleri ise 800N'dan büyüktür.

Mohsen ve arkadaşları (4), zirkon-seramikten yapılan 3 farklı kavite tipi (inley şekilli, tüp şekilli ve proksimal kutu şekilli) ve 2 farklı diş eksikliğinde (maksiller ikinci premolar eksikliği ve maksiller birinci molar eksikliği) yapılan inley tutuculu restorasyonların epoksi rezin model üzerindeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda kavite tipleri arasında ve iki farklı gövde uzunluğu arasında kırılma dayanımları açısından anlamlı fark bulunmuştur. Yüksekten düşüğe doğru kırılma dayanımları inley kavite, tüp kavite ve proksimal kutu kavitedir. Premolar eksikliğini yansıtan restorasyon ise molar eksikliğini yansıttan daha dayanıklı bulunmuştur. Sonuçta bütün restorasyonların kırılma dayanımlarının maksimum çiğneme kuvvetinden fazla olduğu belirtilmiştir.

Karaalioğlu (92), posterior bölgedeki inley köprü sistemlerin kırılma dirençlerinin in vitro olarak incelenmesi konulu tez çalışmasında, 4 farklı kavite için 4 farklı materyalden yapılan köprüleri değerlendirmiştir. Materyal olarak polietilen fiber ve cam fiberle güçlendirilmiş kompozit, zirkon ve metal destekli porselen kullanmıştır. Kavite olarak ise proksimal kutulu inley kavite, tüp kavite, proksimal kutu ve proksimal slot kavite uygulamıştır. Çalışmanın sonucunda bütün grupların posterior bölgede restorasyonların başarısı için gereken 500 N'un üzerinde kırılma direnci gösterdiği ve yardımcı proksimal kutulu (MO-DO) numunelerin tüm materyal grupları içerisinde en düşük kırılma direncine sahip olduğu bulunmuştur. Bu verileri ise inley kaviteilerin oklüzo-gingival uzunluklarının artmasının direnci de arttırdığı, ancak mesio-distal uzunluğunun artmasının direnci arttırmadığı şeklinde yorumlamıştır.

Yapılan çalışmalarda kavite tiplerinin karşılaştırılması ve arada anlamlı farkların çıkması sebebiyle, bu çalışmada biri tüp şekilli diğeri ise kutu şekilli iki farklı kavite tipi karşılaştırıldı. Ayrıca ağızda ilk süren, çiğneme merkezinde yer alan ve en çok kuvvete

maruz kalan daimi diş olması nedenleriyle en sık kaybedilen mandibular birinci molar dişin eksikliği simüle edildi

İnley tutuculu restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmaların birbirleriyle karşılaştırılabilmesi için genellikle standart konnektör alanı uygulanmıştır. Posterior dişlerde bu alan çoğu çalışmada 4 x 4 olarak belirlenmiştir (4, 85, 93). Konnektör alanının kırılma dayanımına etkisi genelde geleneksel köprüler üzerinde değerlendirilmiştir. Larsson ve arkadaşları (64), zirkonyanın diğer tam seramik restorasyonlardan daha dayanıklı olduğu düşüncesinden yola çıkarak yapılması gereken minimum konnektör miktarını bulmak için bir çalışma yapmışlardır. 35 ve 36 diş eksikliğini model ederek zirkonyadan 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm ve 4 mm yüksekliğine sahip konnektörü olan 4 üyeli sadece kor şeklindeki köprü restorasyonları hazırlamışlardır. Bu restorasyonları akrilik model üzerine simate edip, termal siklus ile 5000, çiğneme simülatörü ile 10.000 siklus yaşlandırma uygulayıp, kırılma dayanımlarını ölçmüşlerdir. 2 mm ve 2,5 mm konnektör yüksekliği olan köprüler, çiğneme simülatöründe 10.000 siklusa ulaşmadan kırılmıştır. Molar bölgeye uygulanacak zirkon destekli tam seramik 4 üyeli köprü için konnektör çapının minimum 4 mm olması gerektiği sonucuna varmışlardır.

Ohlmann ve arkadaşları (72), zirkonya altyapılı polimer ve zirkon seramik inley tutuculu köprülerin kırılma dayanımlarını test etmişlerdir. Alt birinci molar eksikliğini taklit eden modelde, destek dişlere proksimal kutulu inley kavite açılmıştır. 4 mm<sup>2</sup>'lik prefabrik zirkonya alt yapılar gövde uzunlukları 7 mm, 12 mm ve 19 mm olan Co-Cr modellerin yarısında oklüzal kaviteye, diğer yarısında ise proksimal kutuya yerleştirilerek polimerle restore edilmiştir. Kontrol grubu olarak ise gövde uzunluğu 12 mm ve 19 mm olan konnektör alanı en az 9 mm<sup>2</sup> en fazla 12 mm<sup>2</sup> olacak şekilde zirkon seramik köprüler restore edilmiştir. Numunelere termal siklus ile 10.000, çiğneme simülatörü ile 600.000 siklus yaşlandırma uygulanmıştır. Basma testi sonucu polimer veneer köprülerin kırılma dayanımları 531 N ile 728 N arasında bulunmuş, zirkonya alt yapılarda kırık oluşmamıştır. Basma dayanımında oluşan kırıkların hepsi veneer materyalinde meydana gelmiştir. Zirkonya seramik köprülerin kırılma dayanımları ise 12 mm'lik gövde varlığında 1414 N, 19 mm'lik gövde varlığında ise 1276 N'dur. Çalışmada, zirkonya seramik köprülerin klinik kullanım için uygun olduğu, fakat polimer veneer ile yapılanların çok elverişli olmadığı sonucuna varılmıştır.

İn vitro olarak inley tutuculu restorasyonların mekanik direncini test eden çalışmalarda, doğal dişlerin boyutlarında ve mekanik özelliklerinde farklılıklar olması,

pulpa ve dentin arasındaki mesafenin standardize edilememesi, preparasyonun ne kadar dikkat edilse de aynı ebatlarda yapılamayacağı ve bunların dezavantaj oluşturacağı düşüncesi bazı araştırmacıları çalışmalarında krom-kobalt alaşım güdükler (1, 10, 20, 72), epoksi rezin (4) güdükler kullanmaya yönlendirmiştir.

Kırılma dayanımını diş preparasyonu, yapıştırma simanı ve restorasyon kalınlığının etkilemesinin yanında, destekleyen yapının elastik modülü de etkilemektedir (78). Bu sebeple Özcan ve arkadaşları (94), cam fiberle güçlendirilmiş kompozitten ürettikleri inley tutuculu restorasyonlarla yaptıkları çalışmada doğal dişler kullanmışlardır. Yücel ve arkadaşları (78), farklı güdüklerin ve simantasyonun restorasyonun kırılma dayanımına olan etkisini araştırmak için yaptıkları çalışmada, 4 tip güdük kullanmışlardır. Doğal diş, paslanmaz çelik, pirinç ve epoksi rezin üzerine ürettikleri zirkon korların yarısını simante edip diğer yarısını etmeden kırılma dayanımını ölçmüşlerdir. Simante edilenler, edilmeyenlere göre anlamlı derecede fazla değerlere sahip bulunmuştur. Paslanmaz çelik güdük üzerindeki zirkonların kırılma dayanımlarının, diğer gruptakilerden daha fazla olduğu belirlenmiştir. Doğal diş ve epoksi rezin arasında simantasyon öncesinde de sonrasında da fark bulunmamıştır.

Bu çalışmada bütün kavitelelerin ve gövde uzunluklarının standart olması ve bunun doğal dişlerle sağlanamayacağı düşünüldüğü için restorasyonların, elastik modülü dişe çok yakın olan epoksi rezin model üzerine simante edilerek test edilmesine karar verildi.

Restorasyonların simantasyonunda adeziv ya da nonadeziv simanlar kullanılmaktadır. Zirkonya restorasyonların bir avantajı hem geleneksel hem de rezin bond simanların kullanılabilmesidir. Bunu belirleyen faktör preparasyonun retansiyon formu ve beklenen oklüzal kuvvetler olmalıdır. Preparasyon kısaysa, aşırı konikse ve fazla oklüzal yük geliyorsa adeziv siman kullanımı endikedir. Bu durumlarda rezin siman restorasyona maksimum retansiyon sağlar, mikrosızıntıyı önler ve materyalin kırılma dayanımını artırır. Resin simanlarda izolasyon ve destek dişin hazırlanması gibi detaylar fazla olduğu için cam iyonomer ve çinkofosfat gibi geleneksel simanlardan daha titiz davranılması gerekmektedir. Simantasyon yüzey alanı genişse ve duvarların açısı yeterli mekanik tutunmayı sağlayacaksa geleneksel yöntemler kullanılabilir (89).

Kim ve arkadaşları (66), yaptıkları bir çalışmada çeşitli yapıştırma simanlarının zirkonyaya bağlanma dayanımlarına bakmışlardır. İki geleneksel cam iyonomer siman (GICs) (Fuji I, FI; Ketac Cem Easymix, KC), iki rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGICs) (Fuji Plus, FP; RelyX Luting, RL), iki kompomer siman (Principle, PR;

Ionotite F, IT), bir adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, PV), ve bir self-adeziv rezin siman (RelyX Unicem, UC) kullanmışlardır. Zirkonya disklerle  $Al_2O_3$  ile kumlama ve izopropil alkolle ultrasonik temizleme yaptıktan sonra simanları uygulamışlardır. 48 saat distile suda bekleyen numunelerin yarısına  $5-55\ C^0$ 'de 10.000 siklus termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Shear bond dayanım testi uygulanan numunelerin içinde en yüksek dayanıma adeziv rezin simanın sahip olduğu belirlenmiştir. Ayrıca termal siklus öncesi ve sonrası bağlanma dayanımında anlamlı bir azalma söz konusu olmamıştır.

Sax ve arkadaşları (95), yaptıkları prospektif çalışmada, zirkon destekli 3-5 üyeli köprülerin 10 yıllık klinik durumunu değerlendirmişlerdir. 45 hastaya yapılan 57 köprünün %27'sinde sekonder çürük tespit etmişlerdir. Bu durumdan yola çıkarak, Owittayakul ve arkadaşları (67), fosfat esteri içeren rezin simanların metal oksitlerle kimyasal bağlantı yaptığını fakat mikrosızıntıyla alakalı sınırlı çalışma olduğunu söylemişlerdir. 30 daimi üst premolar dişi prepare edip zirkonya kor üretmişlerdir. Fosfat monomer bazlı simanlardan self-etch uygulanan Panavia F 2.0 ve self adeziv uygulanan RelyX U100 ile simante edilen korlar,  $5-55C^0$  arasında 20.000 termal sıklusa tabi tutulmuşlardır. Bütün numunelerde sement marjini mine marjinine göre yüksek değerde mikrosızıntı görülmüştür. Mine marjiniindeki mikrosızıntı self-etch rezin simanlarda self adezivlere göre önemli ölçüde düşük bulunmuştur. Ancak sement marjiniindeki mikrosızıntı açısından iki siman arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Literatürden elde ettiğimiz bilgiler doğrultusunda basma dayanımında simantasyonun etkili olduğu ve zirkonyaya en etkili adezyonu fosfat bazlı self etch rezin simanların gerçekleştirdiği öğrenilmiştir. Böylece zirkonya restorasyonlarımızın Panavia F 2.0 rezin simanla yapıştırılması uygun görülmüştür.

Restoratif materyallerin başarısı ağız ortamındaki ömür ve verimliliklerine bağlıdır. Ağız ortamında hastadan hastaya değişen çiğneme kuvvetleri, oklüzal alışkanlıklar, beslenme faktörleri, nem ve sıcaklık değişimleri bu ömrü etkilemektedir. Yapılacak olan restorasyon materyalinin ise bu faktörler karşısındaki ömrünün ve verimliliğinin yeterli olması amaçlanmalıdır (53). Bazı araştırmacılar inley tutuculu restorasyonların kırılma dayanımlarını termal siklus işlemi uygulamadan test etmişlerdir (20, 85, 91, 96, 97). Bazı araştırmacılar ise dental materyallerin ağız ortamındaki streslere karşı dirençlerinin elde edilmesi gerektiğini bunun için yapay yaşlandırmanın in vitro testlerin vazgeçilmezi olduğunu bu sayede gerçek olmayacak kırılma dayanım değerlerinin elde edilmesinin önleneceğini savunmuşlardır (62, 63, 77). İn vitro

ortamda dental materyallerin klinik kullanma sonrası mekanik ve yapısal yıpranmalarını değerlendirmek, materyalin ömrünü tahmin etmek için yararlı olur. Termal siklus ise dental materyallerin yaşlandırmasını hızlandırmak için, hala geçerli ve etkili bir yöntem olarak kullanılmaya devam etmektedir (53).

Gale ve Darvell (68), termal siklusla yapılan çalışmalarını inceledikleri araştırmalarında, in vivo olarak kaç siklusun ne kadar yaşlanmaya karşılık geldiğine ait kanıt bulamamışlardır. Ancak tahmini olarak 10.000 siklusun 1 yıllık yaşlanmaya denk gelebileceğini, bunun ise güncel restoratif materyaller için geçerli olmayabileceğini söylemişlerdir.

Xie ve arkadaşları (65) çalışmalarında değerlendirdikleri restorasyonlara 5-55 C<sup>0</sup>'lik su banyosunda 6000 termal siklus işlemi uygularken, Ohlmann ve arkadaşları (72) 6,5C<sup>0</sup> ile 60 C<sup>0</sup> arasında 10.000 termal siklus uygulamışlardır.

Bu verilerden yola çıkarak kullandığımız restorasyonların 1 yıl içinde yaşlanmaya maruz kalıp kalmayacağını ve eğer maruz kalırsa bu restorasyonların hala çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olup olmadığını değerlendirmek için termal siklus işlemi uygulamaya karar verildi. Diğer çalışmalar ve veriler doğrultusunda 5-55C<sup>0</sup> aralığında 30'ar saniyelik periyotlarda 10.000 siklus uygulaması uygun görüldü.

Materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan 3 nokta bükülme ve 4 nokta bükülme testleri için hazırlanan numuneler, standart ebatlarda düzgün geometrik şekillerde olduğu için kıyas yapmak mümkün olabilmektedir. Kron veya köprü gibi restorasyonların ise kırılma dayanımlarının ölçülmesi net ebatlarda hazırlanamadığı için standart değildir. Bu tarz testler restorasyonların uzun dönem yorucu stresler altındaki özellikleri hakkında net bilgi vermez. Ancak restorasyonların taklit edilmeye çalışılan ağız ortamındaki in vitro sınırlar içinde yük taşıma kapasitesi hakkında bilgi verir. İn vitro dayanıklılık çalışmaları klinik çalışmalar için temel teşkil edebilir (98).

Basma testi ile çalışma yapan araştırmacılar genellikle 0,5mm/dk (72)ve 1mm/dk (4, 85, 94, 99) kafa hızı ile ölçüm yapmaktadırlar

Hara ve arkadaşları (100), yaptıkları bir çalışmada kafa hızının bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. 120 sığır keser dişine kompozit uygulayarak 0.5m/dk, 0.75mm/dk, 1mm/dk ve 5mm/dk kafa hızlarında bağlanma dayanımlarına bakmışlardır. Bağlanma dayanımları ilk iki hızda eşit bulunurken, bu iki hızdaki değerler eşit olan üç ve dördüncü hızdakinden küçük olarak tespit edilmiştir. Kopma tiplerine bakıldığı zaman ise ilkinde % 92.5, ikincide % 91.6, üçüncüde % 70

dördüncüde ise % 47 oranında adeziv başarısızlık gözlenmiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda, 0.5mm/dk ve 0.75mm/dk kafa hızlarında çalışmayı önermişlerdir

Basma dayanımında kafa hızının etkisinin araştırıldığı bir yayın bulunamadığı için bağlanma ve çekme dayanımında araştırılan makaleler dikkate alınarak, daha hassas sonuçlar verdiği düşüncesinden yola çıkarak 0.5mm/dk kafa hızında basma dayanımı uygulanmasına karar verildi.

İnley restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalarda yazarlar molar bölgesinde çiğneme kuvvetlerine mukavemet göstermek için restorasyonun minimum 500N'luk dayanıma ihtiyaç duyduğunu belirtmişlerdir (1, 4, 72, 88).

Parafonksiyonel hareketler bağlamında şiddetli bruksizm, normal çiğneme kuvvetlerinin süresini dakikalardan saatlere kadar artırır, kuvvetin yönünü vertikalden çok laterale yönlendirir. Bu hareketler normalin 4-7 katı kuvvet ortaya çıkarır ve baskı yerine makaslama kuvvetlerine neden olur (101). Bu hastalarda daha dayanıklı restorasyon tipleri tercih edilmelidir.

Bu çalışmada veneer materyali için fazladan preparasyon yapmaya gerek kalmadan monolitik zirkonya inley tutuculu köprünün uygulanabilirliğini test etmek amaçlı kavite ve dolayısıyla da konnektör ebatlarını rutin olarak uygulanandan daha düşük tutmayı amaçladık.

Çalışmamızın bulgularına bakıldığında, tüp kaviteyle proksimal kutulu inley kavite arasında dayanıklılık açısından fark olmadığı görüldü. Bulgular, konnektör alanını ve desteği arttırmak için proksimal bölgeye yapılan preparasyonun dayanıklılık adına bir katkı sağlamadığını gösterdi. Ayrıca basma testi sonrası numunelerin kırılma bölgelerine bakıldığında; çoğunluğun tüp kaviteli restorasyonlarda oklüzal kısımla gövdenin bağlantı yerinde, kutu kavitede ise oklüzal kısımla proksimal bağlantı yerinde meydana geldiği görüldü. Sadece proksimal kavite (slot kavite) uygulandığı zaman, restorasyonun ince bağlantı noktaları elimine edileceğinden ve konnektör bölgesinin bu durumdan etkilenmeyeceği düşünüldüğünden, çalışmamızda uyguladığımız kavitelerin slot kavite ile de karşılaştırılacağı yeni çalışmaların yapılmasının yararlı olacağı kanaati gelişti.

Monolitik zirkonyanın 4 mm<sup>2</sup>'lik konnektör çapında olmasına rağmen, 500 N'dan fazla kırılma dayanımı göstermesi, konnektör alanı geleneksel olarak kabul edilenden düşük olan restorasyonlarda bile posteriorda istenilen mukavemeti gösterebileceğini göstermiştir.

Konservatif olmak adına konnektör çapını çok azaltmamıza rağmen, çalışmamızın verilerine göre, kullandığımız bütün markalara ait restorasyonlar ortalama çiğneme kuvvetini karşılayacak dayanıklılıkta çıkmıştır. Bu da gereksiz madde kaybı olmadan tatmin edici özelliklerde monolitik zirkonya restorasyon yapılabileceğini göstermiştir. Dişten fazla miktarda preparasyon yapmak restorasyonu güçlendirmedeği gibi destek dişi zayıflatacaktır. Geniş MOD preparasyonu ile yapılmış seramik ve kompozit inley restorasyonlu maksiller premolar dişlere oklüzal basma testi uygulandığı zaman dişin kendi gücünün % 59'unun kaybedildiği bulunmuştur (102).

Kullandığımız restorasyonların kırılma dayanımları posterior bölgede öngörülen çiğneme kuvvetlerinin çok az üzerinde bulunmuştur. Bu değerler kavite derinliği ve konnektör çapının geleneksel ebatlardan daha düşük tutulmasından kaynaklanmıştır. Bruksizmi olan hastalarda dişlere gelen kuvvetler artacağından, bu çok konservatif monolitik zirkonya inley tutuculu köprülerin kullanılması önerilmemektedir.

Kullanılan materyalin dayanıklılığının yanı sıra dişlerde oluşturduğu stres de değerlendirilmesi gereken bir durumdur.

İster (103), inley tutuculu köprülerde farklı kavite dizaynlarının ve farklı materyallerin stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelemiştir. Çalışmasının sonucunda ise kullanılan materyallerde tek tabakalı sisteme sahip olan materyallerin genelde bütün kavite dizaynlarında benzer dağılım ve benzer stres miktarlarına sahip olduğu ve kavite dizaynlarında ise slot kavitenin diğer kavitelerle yaklaşık olarak aynı ölçüde stres ilettiği bulunmuştur. Bu nedenle; inley köprü yapılacağı zaman, aşırı madde kaldırma iletilen stresi azaltmayacağından, mümkün olduğu kadar az madde kaldırılmasını önermiştir.

Çalışmamızın sonucunda, 1 yıllık yaşlanma sonucunda numunelerin hiç birinin kırılma dayanımında anlamlı azalma gözlenmezken, yaşlanma sonunda bile restorasyonların hala maksimum çiğneme kuvvetinden yüksek dayanımda olduğu bulunmuştur.

İn vitro çalışmalarda elde edilen verilerin klinik ortamdan farklı olması muhtemeldir. Çünkü ağız ortamında meydana gelen kuvvetler tek bir doğrultuda değildir. Bu nedenle, dental materyallerin güvenilirliğini kanıtlamak için klinik incelemeler yapılması kaçınılmazdır (85).

Her in vitro deneyde olduğu gibi bizim çalışmamızın sonuçlarının da in vivo çalışmalara fayda sağlayacağı düşünülmektedir. Tedavi aşamasında uygulanacak klinik ve laboratuvar aşamalarının sonuçtaki başarıyı etkileyeceği bilinmektedir. Kullanılacak

olan restoratif materyalin seçiminde ise fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanında estetik ve biyolojik özellikleri de değerlendirilmelidir. Her vakada birey kendi şartları doğrultusunda değerlendirilip, kişiye özgü bir tedavi planı uygulanmalıdır.

Uygun endikasyon varlığında, inley tutuculu köprü protezler daha az zaman kaybıyla kolay ve kullanışlı bir restorasyon seçeneği fırsatı sağlar. Bunu yaparken de destek dişlerden daha az madde kaybı yapılmasıyla, dişin yapısal bütünlüğünü korumakta, aynı zamanda dişi destekleyen dokuların da sağlığının devamını sağlamaktadır. Ancak başka in vitro ve klinik çalışmalarla başarısının desteklenmesi gerektiğine inanılmaktadır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yaptığımız in vitro çalışmadaki deneysel koşullar dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. İnley destekli sabit protezlerin yapımında kullanılan tüm markalar posterior bölgede restorasyonların yapımı için yeterli kırılma dayanım değeri olan 500 N'un üzerinde kırılma dayanımı göstermiştir.
2. Zirconia Prettau, Copran Zr-i Monolith ve Katana Zirconia CAD/CAM monolitik zirkonya bloklarından üretilen inley tutuculu restorasyonların termal siklus öncesi ve sonrası kırılma dayanımları arasında fark bulunmamıştır. 1 yıllık yaşlandırma ile eşdeğer termal siklusun zirkonya restorasyonların dayanımına etkisi olmamıştır.
3. Tüp şekilli ve kutu şekilli kavite dizaynlarındaki restorasyonların kırılma dayanımları arasında fark yoktur. Bu nedenle; inley köprülerde, kutu kavite ile daha fazla madde kaldırılması dayanıklılığı arttırmadığı için mümkün olduğu kadar az madde kaldırılması önerilebilir.
4. Kullanılan monolitik zirkonya markalarının dayanımları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.
5. Başarısızlık tipleri incelendiğinde bütün numunelerin konnektör bölgesinden kırıldığı gözlenmiştir. Klinik uygulamalarda, konnektör ebatlarının çalışmamızda kullandığımız gibi minimal boyutlarda değil de geleneksel ebatlarda kullanılmasının daha uygun olacağı düşünülmektedir.
6. Her iki preparasyon tipinde de kırığın en ince bölgede oluşması, oklüzal kavitenin dayanımda etkisinin olmadığını düşündürmüştür. Monolitik zirkonya materyallerinden üretilmiş slot kaviteli restorasyonların da değerlendirildiği yeni bir çalışmanın yapılması faydalı olabilir.
7. 10.000 siklusk (1 yıllık) termal yaşlandırma işlemi, monolitik zirkonya materyallerinde kırılma dayanımı açısından bir değişikliğe yol açmamıştır. Fakat numunelerin yüzey karakteristiklerini değiştirmiştir. Yeni çalışmalarda hangi sikluskarda ne düzeyde yapısal değişiklik olduğu ve dayanımın etkilenmeye başladığı siklus miktarı araştırılmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Mehl C, Ludwig K, Steiner M, Kern M. Fracture strength of prefabricated all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2010, 26: 67-75.
2. Monaco C, Cardelli P, Ozcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prostheses: modified designs for a completely adhesive approach. *J Can Dent Assoc* 2011, 77: 261-4.
3. İzgi AD, Eskimez S, Kale E, Deger Y. Directly fabricated inlay-retained glass- and polyethylene fiber-reinforced composite fixed dental prostheses in posterior single missing teeth: a short-term clinical observation. *The journal of adhesive dentistry* 2011, 13: 383-91.
4. Mohsen CA. Fracture resistance of three ceramic inlay-retained fixed partial denture designs. An in vitro comparative study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2010, 19: 531-5.
5. Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* 2010, 38: 875-81.
6. 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* 2011, 39: 208-11.
7. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013, 44: 393-405.
8. Augusti D, Augusti G, Borgonovo A, Amato M, Re D. Inlay-retained fixed dental prosthesis: a clinical option using monolithic zirconia. *Case reports in dentistry* 2014, 2014: 629786.
9. Zaimoglu A, Can G.. *Sabit protezler*, yayın no:24. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004: 222-4.
10. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences* 2009, 117: 312-8.
11. Eskimez Ş, İzgi AD. *Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. İstanbul, Quintessence yayıncılık*, 2008: 75-8.
12. Karaalioğlu O, Duymuş ZY. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008.

13. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002, 87: 503-9.
14. Özen J, Yelken DS. Protetik uygulamalarda zirkonyum. *Dental Tribune*, 6-8
15. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 3<sup>rd</sup> ed. Canada, Quintessence Publishing Co, Inc., 2002: 287-302.
16. Bader JD, Shugars DA, Martin JA. Risk indicators for posterior tooth fracture. *The Journal of the American Dental Association* 2004, 135: 883-92.
17. Thompson M, Thompson K, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. *Australian dental journal* 2010, 55: 120-7.
18. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002, 87: 536-42.
19. Oh W, Götzen N, Anusavice K. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002, 81: 623-7.
20. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007, 23: 1513-20.
21. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal* 2009, 28: 44-56.
22. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association* 2006, 137: 1289-96.
23. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry* 2004,7: 25-45.
24. Karaalioğlu O, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008.
25. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 2008, 204: 505-11.
26. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America* 2011, 55: 559-70.

27. Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya Esaslı Seramikler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi* 2012, 2: 15-8.
28. Tosun T. Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum. *Dentalife* 2007, 22: 18-26.
29. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999, 20: 1-25.
30. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi* 2010, 2: 197-204
31. Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2014, 8: 106-16.
32. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun GJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007, 98: 389-404.
33. Brog J-P, Chanez C-L, Crochet A, Fromm KM. Polymorphism, what it is and how to identify it: a systematic review. *RSC Advances* 2013, 3: 16905-31.
34. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004, 20: 449-56.
35. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation* 2010, 37: 641-52.
36. Lughı V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010, 26: 807-20.
37. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *J Biomed Mater Res B* 2009, 88B: 519-29.
38. Nağış İÇ, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Acta Odontologica Turcica* 2008, 25: 51.
39. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001, 86: 520-5.
40. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2002, 17: 793-8.
41. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999, 20: 371-6.

42. Koçak DA, Türker ŞB. Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006,1: 41-5.
43. Yerliyurt K. Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları. *Kocatepe Tıp Dergisi* 2014,15: 202-6.
44. Turp I. Teleskobik tutucularda primer kuron materyali olarak zirkonya kullanımının incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2011.
45. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011, 27: 83-96.
46. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of materials science* 1991, 26: 6706-14.
47. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006, 27: 535-43.
48. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia* 2015, 16: 215-22.
49. Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral rehabilitation* 2014, 41: 314-22.
50. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, et al. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2015, 47: 49-56.
51. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004, 92: 551-6.
52. Morresi AL, D'Amario M, Monaco A, Rengo C, F RG, Capogreco M. Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites. *Journal of oral science* 2015, 57: 137-43.
53. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014, 29: 295-308.

54. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 1987, 8: 411-4.
55. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 1991, 38: 339-45.
56. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005, 84: 118-32.
57. Ruben JL, Roeters FJ, Montagner AF, Huysmans MC. A multifunctional device to simulate oral ageing: the "Rub&Roll". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014, 30: 75-82.
58. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical oral investigations* 2000, 4: 183-9.
59. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations* 2004, 8: 130-8.
60. Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. *Journal of oral rehabilitation* 2005, 32: 886-94.
61. Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Leite RSB, Bortoletto KJ. An Alternative Method for Thermal Cycling Test: Effect on the Marginal Microleakage and Bond Strength of Dental Polymer Bonded to Dentin. *Mater Res-Ibero-Am J* 2012, 15: 1045-9.
62. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta odontologica Scandinavica* 2015: 1-7.
63. Lameira DP, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed Research International* 2015, 418641.
64. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *Journal of oral rehabilitation* 2007, 34: 702-9.
65. Xie QF, Lassila LVJ, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *J Dent* 2007, 35: 578-82.
66. Kim M-J, Kim YK, Kim K-H, Kwon T-Y. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *J Dent* 2011, 39: 795-803.

67. Owittayakul D, Lerdrat W, Pittayachawan P. Microleakage of zirconia frameworks cemented with two types of phosphate monomer-based resin cements. *European Journal of General Dentistry* 2015, 4: 92.
68. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999, 27: 89-99.
69. Zaimoglu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, yayın no:17. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: 25-32.
70. Salihoğlu E. Farklı zirkonya sistemlerinde glazür ve termal siklus uygulamalarından sonra kırılma ve mikrosertlik değişimleri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, İstanbul: Yeditepe Üniversitesi, 2009
71. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002, 88: 388-95.
72. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta odontologica Scandinavica* 2005, 63: 335-42.
73. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 89: 154-60.
74. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006, 22: 29-36.
75. Wakabayashi N, Anusavice K. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000, 79: 1398-404.
76. Preuss A, Rosentritt M, Frankenberger R, Beuer F, Naumann M. Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors. *Clinical oral investigations* 2008, 12: 151-6.
77. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta odontologica Scandinavica* 2014, 72: 145-53.

78. Yücel MT, Yöndem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical oral investigations* 2012, 16: 1105-10.
79. Bessone LM, Bodereau EF, Cabanillas G, Dominguez A. Analysis of Biomechanical Behaviour of Anterior Teeth Using Two Different Methods: Finite Element Method and Experimental Tests. *Engineering* 2014,3:148-58.
80. Keatch CJ, Dollimore D. *An introduction to thermogravimetry*, 2<sup>nd</sup> ed. Londra, Heyden, 1975.
81. Dodd JW, Tonge KH, Currell BR. *Thermal methods*. Amerika, John Wiley and Sons Inc, 1987.
82. Gültek A. Kil-polimer sol-jel hibrit materyallerinin sentezi ve fizikokimyasal özelliklerinin incelenmesi. Fen Edabiyat Fakültesi. Kimya bölümü. Doktora tezi, Malatya: İnönü Üniversitesi, 1998.
83. FEI Company (Field Emission Inc.). All you wanted to know about Electron Microscopy.  
<http://web.pdx.edu/~pmoeck/pdf/all%20you%20wanted%20to%20know%20about%20electron%20microscopy.pdf>. 10.09.2015.
84. JEOL Application Note Scanning Microscope. Scanning electron microscope A to Z. [http://www.jeol.co.jp/en/applications/pdf/sm/sem\\_atoz\\_all.pdf](http://www.jeol.co.jp/en/applications/pdf/sm/sem_atoz_all.pdf). 10.09.2015.
85. Kılıçarslan MA, Kedici PS, Küçükeşmen HC, Uludağ BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004, 92: 365-70.
86. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kem M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005, 18: 497.
87. Göhring TN, Roos M. Inlay-fixed partial dentures adhesively retained and reinforced by glass fibers: clinical and scanning electron microscopy analysis after five years. *European journal of oral sciences* 2005, 113: 60-9.
88. Lakshmi R, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses—A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal* 2015, 12: 56-64.
89. Griffin Jr J. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry today* 2013, 32: 124-26.



90. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012, 40: 979-88.
91. Song H-Y, Yi Y-J, Cho L-R, Park D-Y. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 90: 347-53.
92. Karaalioglu OF. Posterior bölgedeki inley köprü sistemlerin kırılma dirençlerinin in vitro değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2009.
93. Sarıdag S, Özyesil AG, Pekkan G. Fracture strength and bending of all-ceramic and fiber-reinforced composites in inlay-retained fixed partial dentures. *Journal of Dental Sciences* 2012, 7: 159-64.
94. Özcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005, 93: 337-45.
95. Sax C, Hämmerle C, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *International journal of computerized dentistry* 2010, 14: 183-202.
96. Mörmann WH, Dentc M. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *The International journal of prosthodontics* 2003, 16: 653.
97. Waki T, Nakamura T, Nakamura T, Kinuta S, Wakabayashi K, Yatani H. Fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures reinforced with fiber-reinforced composite. *Dental materials journal* 2006, 25: 1-6.
98. Ku C-W, Park S-W, Yang H-S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002, 88: 170-5.
99. Keulemans F, Lassila LV, Garoushi S, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The influence of framework design on the load-bearing capacity of laboratory-made inlay-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses. *Journal of biomechanics* 2009, 42: 844-9.
100. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001, 17: 165-9.
101. Misch CE. *Dental Implant Prosthodontics*. St Louis: Mosby Elsevier, 2005: 206-36.

102. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 89: 551-7.
103. İster EE. İmley destekli adeziv köprülerde farklı kavite dizaynlarının ve farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2008.

## **EKLER**

### **EK-1. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge**

25 Haziran 2014 tarih ve 29041 sayılı ile T.C. Resmi Gazetede yayınlanan ‘İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’ in Birinci Bölümünün 2. Maddesinin 1.Fıkrası (Bu Yönetmelik, biyoyararlanım ve biyoeşdeğerlik çalışmaları dâhil, ruhsat veya izin alınmış olsa dahi insanlar üzerinde yapılacak olan ilaç, tıbbi ve biyolojik ürünler ile bitkisel ürünlerin klinik araştırmaları, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince tezimin bir klinik araştırma değil sadece laboratuvar çalışması olması sebebiyle Etik Kurul kararı alınmamıştır.