



T.C.  
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MONOLİTİK VE ÇİFT KATMANLI ZİRKONYA SERAMİK  
KURONLARIN KENAR UYUMLARININ VE KIRILMA  
DİRENÇLERİNİN İN VİTRO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Damla KARA

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Baykal YILMAZ

**AYDIN-2016**

T.C.  
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MONOLİTİK VE ÇİFT KATMANLI ZİRKONYA SERAMİK  
KURONLARIN KENAR UYUMLARININ VE KIRILMA  
DİRENÇLERİNİN İN VİTRO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Damla KARA

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Baykal YILMAZ

**AYDIN-2016**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

Protetik Diş Hekimliği Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından 'Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi' olarak kabul edilmiştir.

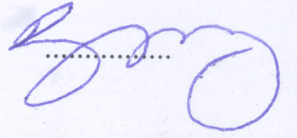
Tez Savunma Tarihi: 28./11./2016

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Bulem Yüzügüllü

Başkent Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi



Tez Danışmanı

Yard. Doç. Dr. Baykal Yılmaz

Adnan Menderes Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi



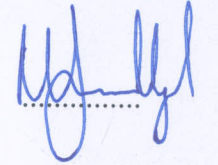
Üye:

Üye:

Prof. Dr. M. Şamil Akyl

Adnan Menderes Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi



## TEŞEKKÜR

Tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Baykal YILMAZ'a;

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, tezimin istatistik aşamasında yardımcı olan Sayın Prof. Dr. M. Şamil AKYIL'a;

Mesleki gelişimimde katkılarını esirgemeyen, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri, Yrd. Doç. Dr. Göknil ALKAN DEMETOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Yener OKUTAN'a;

Yardımlarını esirgemeyen Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Alev YILMAZ, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Gül DİNÇ, ve Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğretim üyesi Sayın Dr. Cem ÇETİNŞAHİN'e;

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca göstermiş oldukları sevgi, sabır ve destekten ötürü ADÜ Protetik Diş Tedavisi ailesine;

Hayatım boyunca attığım her adımda yanımda olan, benim için her türlü fedakarlığı gösteren, haklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Zeliha KARA ve biricik kardeşim Ege Çetin KARA'ya;

**ŞÜKRAN VE TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.**

## İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
RESİMLER DİZİNİ.....	vii
TABLOLAR DİZİNİ.....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Hekimliğinde Zirkonya.....	3
2.1.1. Seramik Biyomateryali Olarak Zirkonyum Dioksit.....	4
2.1.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikrostrüktürel Yapısı.....	4
2.1.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum Oksit.....	4
2.1.2.2. Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit.....	5
2.1.2.3 Stabilize Zirkonyum Oksit.....	6
2.1.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	6
2.1.3.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı.....	7
2.1.3.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli.....	8
2.1.3.3. Sıcaklık.....	8
2.1.3.4. Nem.....	8
2.1.3.5. Zaman.....	9
2.1.3.6. Yüzey Uygulama İşlemleri.....	10
2.1.4. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi.....	11
2.1.4.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Seramikler.....	11
2.1.4.2. Non–HIP Zirkonya Seramikler.....	11
2.1.4.3. HIP Zirkonya Seramikler.....	12
2.2. CAD/CAM Sistemleri.....	13
2.2.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	13

2.2.2. CAD/CAM Bileşenleri.....	14
2.2.2.1. Verilerin Elde Edilmesi.....	14
2.2.2.2. Restorasyonun Tasarımı.....	14
2.2.2.3. Restorasyonun Üretimi.....	14
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Zirkonya Esaslı Seramiklerin Kullanımı.....	15
2.2.4. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon.....	16
2.3. Marjinal Uyum.....	16
2.4. Dental Seramikler İçin Uygulanan İn Vitro Testler.....	18
2.5. Monolitik Zirkonya.....	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Monolitik zirkonya kuronların hazırlanması.....	23
3.1.1. Monolitik zirkonya shoulder örneklerin hazırlanması.....	23
3.1.2. Monolitik zirkonya chamfer örneklerin hazırlanması.....	26
3.2. Zirkonya altyapılı tam seramik kuronların hazırlanması.....	26
3.2.1. Zirkonya altyapılı shoulder örneklerin hazırlanması.....	26
3.2.1.1. Zirkonya altyapıların hazırlanması.....	26
3.2.2. Üstyapı porseleni uygulaması.....	28
3.3. Örneklerin Simantasyonu .....	29
3.4. Marjinal Uyum Ölçümleri .....	31
3.5. Termal Siklus Uygulaması.....	33
3.6. Kırılma Deneyleri.....	34
3.7. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	34
4. BULGULAR.....	36
4.1. Marjinal Uyum Değerlendirmesi.....	36
4.2. Kırılma Direnci Değerlendirilmesi.....	37
4.3. Kırılma Tipi.....	39
5. TARTIŞMA.....	40
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	50
KAYNAKLAR.....	51
ÖZGEÇMİŞ.....	70

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

**CAD/CAM:** Computer-aided design/Computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim)

**ZrO<sub>2</sub>:** Zirkonyum dioksit

**°C:** Santigrat derece

**ZrSiO<sub>4</sub>:** Zirkonyum silikat

**m:** Monoklinik

**t:** Tetragonal

**k:** Kübik

**%:** Yüzde

**Y-TZP:** İttria Tetragonal Zirkonyum Polikristali

**3Y-TZP:** %3 mol İttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali

**μ:** Mikron

**LTD:** Low temperature degradation (düşük ısı bozunması)

**HIP:** Hot Isostatic Pressing (Sıcak İstosatik Presleme)

**Non-HIP:** Soğuk İstosatik Presleme

**HF:** Hidroflorik

**MDP:** Metakriloksidekil dihidrojen fosfat

**SEM:** Scanning Electron Microscope

**ADA:** Amerikan Diş Hekimleri Birliği

**MZ:** Monolitik zirkonya

**CNC:** Computer Numeric Controlled (Bilgisayar sayısal kontrolü)

**N:** Newton

**ISO:** International Standards Organisation

**GPa:** Gigapaskal

**MPa:** Megapaskal

**CeO<sub>2</sub>:** Seryum oksit

**MgO:** Magnezyum oksit

**Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** İttriyum oksit

**CaO:** Kalsiyum oksit

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alüminyum oksit

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Zirkonyum dioksit seramiklerin faz geçiş şeması.....	5
Şekil 2: TZP'ye ait transformasyonel sertlik mekanizmasının şematik hali.....	7
Şekil 3: Hazırlanan altyapı ve kuronların şematik hali.....	22
Şekil 4: Simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin dağılımı.....	37
Şekil 5: Kırılma direnci değerlerinin dağılımı.....	38



## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1:</b> Hazırlanan kuron örnekleri.....	22
<b>Resim 2:</b> Standardizasyon cihazı / Kumpasla ölçüm.....	23
<b>Resim 3:</b> Day spray ile tabaka halinde kaplanan paslanmaz çelik daylar.....	24
<b>Resim 4:</b> Dws scanner ile taranıp elde edilen ve dijital ortama aktarılan görüntüler.....	24
<b>Resim 5:</b> Non-HIP zirkonya blok kullanılarak kuronların üretimi.....	25
<b>Resim 6:</b> Sinterleme işleminde kullanılan fırın.....	26
<b>Resim 7:</b> Dijital ortamda hazırlanan altyapı.....	27
<b>Resim 8:</b> Uygulanan üstyapı porseleni ve dış yapı standardizasyonu için oluşturulan metal kalıp.....	28
<b>Resim 9:</b> Üstyapı porseleni için kullanılan fırın.....	29
<b>Resim 10:</b> Kumlama cihazı .....	30
<b>Resim 11:</b> Simantasyon işleminde kullanılan siman ve ağırlık düzeneği .....	31
<b>Resim 12:</b> Akrilik rezinden hazırlanan taşıyıcı düzenek.....	32
<b>Resim 13:</b> Marjinal uyumun değerlendirilmesinde A ve B arasındaki mesafe ölçülmüştür...33	
<b>Resim 14:</b> Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı.....	33
<b>Resim 15:</b> Universal test cihazında kırılma testi.....	34
<b>Resim 16:</b> Örneklerin kırılma tipi.....	39

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 1:</b> Zirkonya blok tipleri ve kazıyan sistemler.....	15
<b>Tablo 2:</b> Monolitik zirkonya bloklara ait üretici bilgileri.....	20
<b>Tablo 3:</b> Çalışmada kullanılan materyaller ve hazırlama yöntemleri.....	21
<b>Tablo 4:</b> Kuronların simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri.....	36
<b>Tablo 5:</b> Marjinal uyum değerlendirmesine ait varyans analizi tablosu.....	37
<b>Tablo 6:</b> Kırma testi sonuçlarına ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri.....	38
<b>Tablo 7:</b> Kırma testi değerlendirmesine ait varyans analizi tablosu.....	39

## ÖZET

# MONOLİTİK VE ÇİFT KATMANLI ZİRKONYA SERAMİK KURONLARIN KENAR UYUMLARININ VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

**Kara D. Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Uzmanlık Tezi, Aydın, 2016**

**Amaç:** Bu çalışmada CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan monolitik ve çift katmanlı zirkonya seramik kuronların kenar uyumları ve kırılma dirençleri in vitro olarak değerlendirilmiştir.

**Gereç ve Yöntem:** İki farklı basamak tipinde (shoulder, chamfer) olacak şekilde, prepare edilmiş dişleri temsil eden toplam 40 adet örnek, 6.5 mm kuron boyu, 1 mm basamak genişliği ve 6°'lik aksiyel açıda olacak şekilde paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgâhında hazırlandı. Kuron örnekleri (n=40) iki farklı basamak tipi için 2 deneysel gruba ayrıldı (n=20). 2 adet deneysel grup ise kendi içlerinde zirkonya altyapılı seramik kuron ve monolitik zirkonya kuron olarak ikiye ayrıldı (n=10). Monolitik zirkonya kuron örnekleri CAD/CAM sisteminde Non-HIP zirkonya bloklardan (Supra, Turkuaz Dental, İzmir) hazırlandı. Zirkonya altyapılı tam seramik kuronların altyapıları Non-HIP zirkonya bloktan CAD/CAM sistemi ile hazırlandı. Üst yapı porseleni (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tabakalama (layering) tekniği ile üretildi. Kuronlar optik mikroskop ile marjinal uyum açısından değerlendirildi. Simantasyon sonrası 5 °C - 55 °C de 5000 defa termal siklus uygulanan kuronların kırılma dirençleri, 0.5 mm/dakika başlık hızına ayarlı Universal test cihazında (Shimadzu AGS- X, Tokyo, Japonya) ölçüldü. Tüm veriler istatistiksel olarak analiz edildi. **Bulgular:** Marjinal uyum açısından en düşük ortalama monolitik shoulder grubunda gözlemlenmiştir (p<0.001). Kırılma direnci açısından en yüksek değer monolitik zirkonya gruplarına aittir. Bunu sırasıyla zirkonya altyapılı shoulder ve zirkonya altyapılı chamfer takip etmiştir (p<0.001). **Sonuç:** Tüm gruplardan marjinal uyum ve kırılma dirençleri bakımından kabul görmüş klinik kullanıma uygun değerler elde edildi.

**Anahtar kelimeler:** Kırılma direnci, Marjinal uyum, Monolitik zirkonya

## ABSTRACT

### IN VITRO EVALUATION OF MARGINAL ADAPTATION AND FRACTURE STRENGTH OF MONOLITHIC AND DOUBLE-LAYERED ZIRCONIA CERAMIC CROWNS

**Kara D. Adnan Menderes University Faculty of Dentistry Prosthodontic Dentistry  
Master Thesis, Aydın, 2016**

**Aim:** The purpose of this study was to evaluate marginal adaptation and fracture strength of monolithic and double-layered zirconia ceramic crowns prepared by CAD/CAM method. **Materials-Methods:** 40 stainless steel dies representing prepared teeth were formed with CNC. The specimens had 6,5 mm height, 1.0 mm margin width (shoulder or chamfer) and 6° axial wall convergence angle. Crown samples (n = 40) were divided into two experimental groups in two different margin configuration (n=20). Two experimental groups were divided into two subgroups as dental porcelain veneered on the zirconia copings and full contour (monolithic) zirconia crowns (n=10). Monolithic zirconia crowns were fabricated from Non-HIP zirconia blocks (Supra, Turkuaz Dental, İzmir) with CAD/CAM system. Zirconia copings were also prepared with the CAD/CAM system from Non-HIP zirconia blocks. Veneering material (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was applied with the layering technique. All crowns were evaluated for marginal adaptation by using an optic microscope. Fracture strengths of crowns were measured by a universal testing machine at a speed of 0.5mm/minute after thermo-cycling at 5 °C -55 °C, 5000 times. All data were analyzed statistically. **Results:** Monolithic shoulder group showed the lowest values in marginal adaptation measurements (p<0.001). Monolithic zirconia groups showed the highest value of fracture strength (p<0.001). **Conclusion:** All groups showed clinically accepted values in marginal adaptation and fracture strength tests.

**Key Words:** Fracture strength, Marginal adaptation, Monolithic zirconia

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Metal desteksiz tam seramik restorasyonlar, yüksek estetik ve mükemmel biyoyumluluk özellikleriyle son yıllarda daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (1, 2). Ayrıca, tam seramik restorasyonların başarılı olarak adlandırılabilmesi için kırılma direnci ve marjinal adaptasyonları iki ana faktördür (3-7). Bununla birlikte, dişhekimleri her hasta için en uygun materyal seçiminde tam seramik kuronların bazı dezavantajları ile karşı karşıya kalmaktadır. Seramikler kırılmandır ve strese maruz kaldığında chipping (atma) potansiyeline sahip olan kaçınılmaz doğal kusurları sebebiyle, düşük gerilme direnci ve kırılma dayanımına sahiptir. Tam seramik restorasyonlardaki en yaygın komplikasyon kırıktır (8). Kırılma dayanımını arttırmak için partikül boyutunu azaltarak, yeni materyaller ekleyerek, üretim tekniklerini modifiye ederek bir dizi çalışmalar yapılmıştır (9). Tam seramik kuronların (lösit ve lityum disilikat) yüksek başarı oranlarına rağmen araştırmacılar, metal altyapı yerine geçecek daha sert materyal arayışlarını sürdürmüşlerdir. Bu durum en sert seramik materyallerden biri olan dental zirkonyanın gelişimini sağlamıştır. Dental zirkonya, Garvie (3) tarafından seramik çeliği olarak tarif edilir ve esneklik dayanımı 1000 MPa dır (10). Konvansiyonel dental porselen ile karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma direnci, CAD/CAM teknolojisi ile üretim uygunluğu ve estetik özellikleri sebebiyle, zirkonya seramik kuronların kullanımı artmaktadır (11, 12). Zirkonyanın rengi doğal dişlere benzer olsa da diğer seramik materyallerden daha opaktır (13, 14). Bu sebeple doğal diş şeklini ve görünümünü oluşturmak için genellikle zirkonya altyapının üzerine tabakalanan estetik feldspatik porselen ile çift-tabakalama zirkonya seramik kuron uygulanır (11). Porselenle tabakalanan zirkonya kuronların klinik davranışlarını öngörebilmek amacıyla kırılma direncini değerlendiren bazı çalışmalar yapılmıştır (15, 16). Maalesef üstyapı materyali altyapı materyalinden daha zayıftır. Bu da tipik koheziv başarısızlık örneği olan üstyapı tabakasının chippingi (atması) şeklinde görülür (17). Üstyapı porseleninin atmasını önlemek ve zirkonyanın sertliğinden yararlanmak için üstyapı porselenin ortadan kaldırılması ve boyama ve glaze işlemlerinin zirkonyanın estetik görünümüne katkıda bulunacağına dayanarak tamamı zirkonya materyalden yapılmış monolitik kuron yapımı fikri ortaya çıkmıştır. Monolitik zirkonya uygulamaları, tek ve çoklu üye restorasyonlar, dayanak, tam ark

implant destekli protezler ve ortodontik braketleri içeren geniş bir kullanım alanına sahiptir (18).

Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan monolitik ve çift katmanlı zirkonya seramik kuronların kenar uyumları ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Hekimliğinde Zirkonya

Artan estetik beklentiler ve bazı alışımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle hastalar ve hekimler metal içermeyen diş renginde restorasyonların kullanımına yönelmektedir. Bu sebeple daha az kırılğan, gerilim streslerine daha dayanıklı, zamana bağlı stres başarısızlığına daha az maruz kalan yeni ve güçlü dental seramiklerin geliştirilmesi 20. yüzyılın son zamanlarına hakim olmaktadır. Özellikle CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı yaygınlaşmaktadır. Zirkonyum oksit materyali, üstün mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinin altyapılarında sıklıkla kullanılmaktadır (12).

Zirkonyum ismi Arapça altın rengi anlamındaki 'Zargon'dan gelmektedir. Zargon, zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Zirkonyum sembolü Zr, atom numarası 40 olan metalik bir elementtir. Periyodik tabloda geçiş elementleri arasında yer alır ve atom ağırlığı 1.224'dır. Zirkonyum metal oksidi (zirkonyum dioksit-ZrO<sub>2</sub>), 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, bir takım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (19, 20). Element ilk olarak İsveçli kimyacı Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından 1824 yılında izole edilmiştir. Materyalin yoğunluğu 6.49 g/cm<sup>3</sup>, erime ısısı 1852 °C, kaynama ısısı 3580 °C'dir. Zirkonyum, doğada tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Farklı bileşikler halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksittir (ZrO<sub>2</sub>). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir (21, 22). Bu mineraller yapılarını renklendiren metal elementleri ve bünyelerindeki doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile diş hekimliğinde direkt olarak kullanılamazlar. Materyalin seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (22).

Zirkonyum oksitin elastiklik modülü yaklaşık 200 GPa'dır (23). Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın kırılma dayanımı ise ortalama 900- 1200 MPa olarak bulunmuştur. Bu da yaklaşık olarak alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (23, 24).

### **2.1.1. Seramik Biyomateryali Olarak Zirkonyum Dioksit**

Zirkonyum, sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısız değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstride kullanılmıştır. Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olması, yüksek mekanik direnç ve paslanmaz çeliğinkine yakın Young Modülü ile tıp ve diş hekimliğinde metalin yerine ideal bir alternatif olarak sunulmuştur (22). Biyomateryal olarak kullanımına 1960'lı yıllarda başlanmıştır (19, 20).

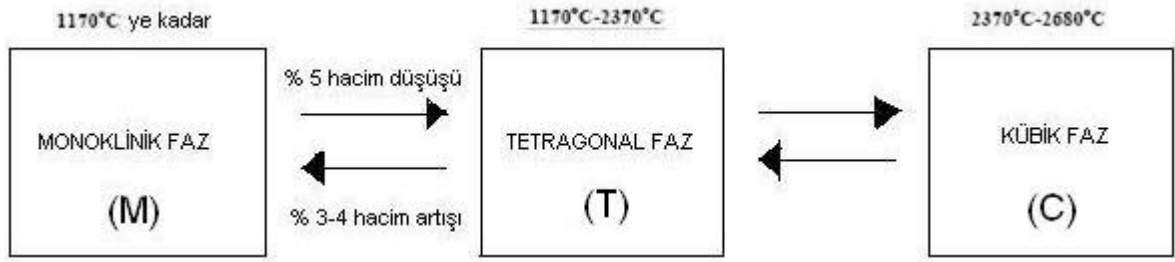
İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonyum ile materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde iyi sonuçlar alınmıştır (25, 26). Christel ve ark. (27) kalça eklemi uygulamalarında zirkonyumun eklem başı protezi olarak kullanılması ile ilgili ilk çalışmayı literatüre sunmuşlardır.

Zirkonyum oksitin diş hekimliği alanındaki kullanımı, 1990'ların başından itibaren oldukça yaygınlaşmıştır. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, kuron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (28-31). Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (32).

### **2.1.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikrostrüktürel Yapısı**

#### **2.1.2.1. Stabil olmayan saf zirkonyum oksit**

Zirkonyum oksit monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olmak üzere üç farklı kristal yapıya sahiptir. Saf zirkonyum; oda ısısında monoklinik fazda olup, 1170°C' ye kadar bu faz stabildir. Bu sıcaklık değerinin üzerine çıkıldığında 1170-2370 °C arasında tetragonal forma, 2370 °C'nin üzerinde ise yapı kübik forma geçmektedir (27, 33, 34). Fırınlamanın ardından soğuma esnasında tetragonal-monoklinik faz değişimi (t-m faz dönüşümü) oluşur. Bu değişimle birlikte % 3-5'lik hacim artışı gerçekleşir (Şekil 1) (3).



**Şekil 1:** Zirkonyum dioksit seramiklerin faz geçiş şeması. (27)

Bu hacim artışı yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana getirir. Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olarak materyalin dayanıklılığını artırır (22, 35, 36). Ancak bu t-m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi halde hacim artışı ileri derecede kırıklara sebep olabilir. Bu nedenle zirkonyum oksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal faz, ancak yüksek sıcaklıklarda stabildir. Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabil olabilmesi için yapıya çeşitli metal oksitler ilave edilerek parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit elde edilir (22, 37).

#### 2.1.2.2. Parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit

İlk olarak Ruff ve ark. tarafından 1929 yılında ısıl işlemler sonucu oluşan kübik fazın oda ısısında stabilize edilebilmesi için, saf zirkonyuma düşük oranlarda CaO ilave edilmiştir. Daha sonraki yıllarda yapının içerisine CaO yerine MgO, CeO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir (22, 27, 33).

Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğundan stabilizatör oksit olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma % 2-3 oranında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilave edildiğinde, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve çok ince partikül boyutlarına sahip tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir (27, 33). Tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu geri dönebilen bir olgudur ve yapı içerisinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır (34, 36). Partikül boyutu ve ilave edilen Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> miktarı materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir.

### 2.1.2.3 Stabilize zirkonyum oksit

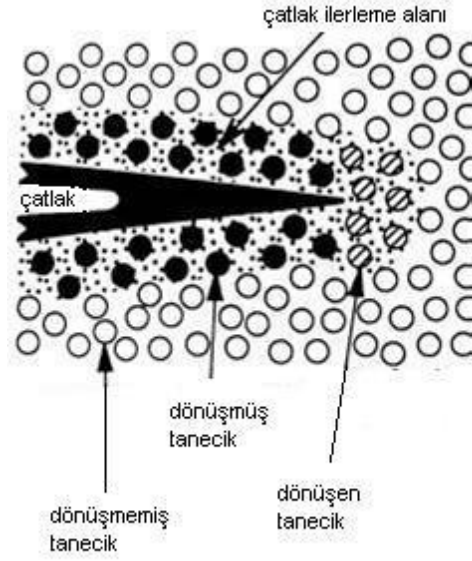
Saf zirkonyumun içerisinde %16 CaO, %16 MgO ve %8 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle stabilize zirkonyum oksit elde edilir. Sertliği ve termal şok direnci yüksektir. Sertlik değerinin yüksek olması sebebiyle mühendislik alanında ve aşındırıcı amaçlı olarak kullanılır (3).

### 2.1.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında kırılma dayanımını açıklayan, 'ısı genleşme katsayısı farkı' ve 'iç stres oluşumu' olmak üzere iki teori vardır.

*Isı genleşme katsayısı farkı:* Zirkonyum oksit yapı içerisindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı  $6,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$  iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı  $10,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$  dir. Aradaki bu fark, ısı işlemler sırasında yapı içerisinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir. Oluşan bu iç gerilim de ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini önleyici bir etki gösterir (22).

*İç stres oluşumu:* Parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, tetragonal yapıdaki zirkonyum oksit partiküllerine baskı uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli olarak dağılmış olan tetragonal faz, bu baskı sonucu daha hacimli olan monoklinik faza dönüşür. Bu t-m faz dönüşümü sırasında kristallerde % 3-5 oranında hacim artışı oluşur ve yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana gelir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olarak materyalin dayanımını artırır (22, 35, 36, 38). Zirkonyum oksit 'dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılan ve diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahiptir (Şekil 2) (22, 39).



**Şekil 2:** TZP'ye ait transformasyonel sertlik mekanizmasının şematik hali. (22)

Stabilizatör oksitin miktarı, zirkonyum oksit partiküllerin boyutu ve şekli, zaman, ısı, nem ve yüzey uygulama işlemleri zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerdir.

### 2.1.3.1. Stabilizatör oksitin miktarı

Stabilizatör oksitin yapı içerisindeki miktarının artması faz dönüşümünü hızlandıran bir faktördür. Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini arttırmak için yapıya eklenen MgO, CaO ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler, düşük oranda olmalı ve homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır (12, 22, 40).

Geliştirilmelerini takip eden yıllarda biyomedikal uygulamalar için kullanılan zirkonya seramikler içinde araştırmalar daha çok düzgün tanecik yapılı Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (3Y-TZP) olarak da bilinen zirkonyum-yttria seramiklerine odaklanmıştır (12, 41, 42). Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özellikler, yapı içerisine % 3 oranında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilave edildiğinde görülmüştür. Bu oranın artırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, partikül boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Ayrıca Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> oranının artırılması sinterleme ısını düşürür. Sinterlemenin düşük ısıda olması da yapı içindeki porözite miktarını arttırarak kırılma dayanımında azalmaya sebep olur (12, 40-42).

### 2.1.3.2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli

Zirkonyum oksit partiküllerinin boyutu ve şekli; mekanik özellikleri etkileyen faktörlerden biridir. İdeal kırılma dayanımı için, materyalin partikül boyutunun 0,3 µm olması gerektiği bildirilmiştir (43). Stabilizatör oksit miktarının arttırılması, partikül boyutunun artmasına ve yapının mekanik özelliklerinde bozulmaya neden olmaktadır. Partikül boyutunun artması ile t-m faz dönüşümü meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince grenli ve homojen olmasıyla önlenir (22). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma dayanımı elde edebilmek için, % 3 oranında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilave edilmesi ve zirkonyum oksit partikül boyutunun 0,3 µm'den düşük olmaması gerektiği bildirilmiştir (44-46).

Eşit partikül boyutuna sahip iki materyalin kırılma ve bükme dayanımı ise, poröziteye bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Yapı içerisindeki porözite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porözite miktarı çatlak ilerlemesi üzerine de etkilidir (43, 44). Eğer yapı içerisinde porözite miktarı fazlaysa, çatlak ilerlemesi küçük partiküller arasındaki boşluklardan başlar. Bu durum malzemenin mekanik direnci yetersiz olduğunda görülmektedir (43-46).

### 2.1.3.3. Sıcaklık

Isı artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni t-m faz dönüşümüdür (47). Bu faz dönüşümünün ortaya çıkması için 200-300 °C'lik kritik bir sıcaklık aralığı belirlenmiştir (48). Materyalin 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan yaşlanma olarak da bilinen 'düşük ısı bozunması' (LTD- low temperature degradation) sonucunda artan bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş meydana gelir ve materyalin mekanik özellikleri bozulur (22).

### 2.1.3.4. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre, nem tek başına zirkonyum oksitin mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla birlikte, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde t-m faz dönüşümünün arttığı çeşitli çalışmalarla bildirilmiştir (49). Ancak düşük ısı bozunması olayında nemin etkisi tam olarak açıklanamamaktadır (22).

### 2.1.3.5. Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri; çatlak ilerlemesine ve su ile oluşan korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde tükürük ile camın reaksiyona girmesiyle cam yapıda bozulmalar ve çatlak oluşumu başlar. Y-TZP gibi cam matris içermeyen polikristalin yapılar; nemli ortamlarda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir. Yaşlanma mekanik özelliklerin bozulması, yapı içerisinde tetragonal fazın kontrolsüz bir biçimde monoklinik faza dönüşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu davranışın nem varlığında 200 °C üzerindeki sıcaklıklarda meydana geldiği görülmüştür (22). Swab (49) yaşlanma olayının aşamalarını şu şekilde özetlemiştir:

- Kritik sıcaklık aralığı 200 °C ile 300 °C arasındadır,
- Yaşlanma sonucunda yapının dayanıklılığı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz miktarı artmaktadır,
- T-m faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayarak yapının içerisine doğru ilerler,
- T-m faz dönüşümü nedeniyle mekanik özellikler bozulur; yapıda mikro ve makroçatlaklar oluşur,
- Ortamda su ya da nem varsa t-m faz dönüşümü artar,
- Partikül boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarındaki artış t-m faz dönüşüm oranını azaltır.

Mekanik özelliklerin zayıflaması tüm Y-TZP seramikleri için aynı değildir. Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik yapı içerisindeki  $Y_2O_3$  miktarı ve dağılımı, partikül büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi değişkenlere bağlıdır (22). Ayrıca zirkonyanın üretimi sırasında ısı ve zaman gibi değişiklikler materyalin yapısını ve yaşlanmaya olan direncini etkiler (49, 50).

### 2.1.3.6. Yüzey uygulama işlemleri

Zirkonya esaslı bloklardan altyapıların üretimi ve üstyapı seramiğinin uygulanarak restorasyona son şekli verilene kadar takip edilen işlemler sırasında; materyalin yapısında uzun dönem stabilitesini ve başarısını etkileyen değişiklikler görülmektedir. Zirkonyum oksite aşındırma ve kumlama gibi dış kuvvetler uygulandığında t-m faz dönüşümü meydana gelir (51). Aşındırma işlemleriyle yüzeyde oluşan tabakada artık baskı gerilimleri oluşur ve bu gerilimler materyalin dayanıklılığını artırır. Ancak bu tabakanın kalınlığının aşırı artması, alt tabakalarda çatlak oluşumuna sebep olur (12, 40). Kosmac'a (52) göre bu çatlakların uzunluğu, yüzeyde aşındırma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa materyalin dayanıklılığı azalır.

Bu işlemlerin materyalin mekanik özelliklerinde meydana getirdiği değişiklikler kullanılan elmas frezlerin aşındırıcı özelliği, gren sayısı ve şekli ayrıca t-m faz dönüşümüne uğrayan zirkonyum oksitin hacmine bağlıdır (37). Aşındırma işlemi sırasında ortaya çıkan yüksek ısı ve gerilimler materyalin bükme dayanımı üzerinde etkilidir. Isı miktarı arttıkça tersine m-t faz dönüşümü gerçekleşir (53).

Kumlama işlemi ise, aşındırmaya göre daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan gerilim yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Kumlama ile oluşan çatlaklar yüzeyde meydana gelen tabakayı geçemediklerinden kumlama işlemi materyalin bükme dayanımını arttırmaktadır (53). Kosmac ve ark. (52) yaptıkları çalışmada aşındırma işleminin zirkonyum oksit örneklerin bükme dayanımını azalttığı, kumlama işleminin ise bükme dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Guazzato ve ark. (51) zirkonyum oksit örneklerde farklı yüzey işlemleri uyguladıkları bir çalışmada, kumlama işlemi yapılan grubun bükme dayanımının artmasının kumlamadan sonra monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (% 9,5) bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik faz yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlama ile oluşan çatlakların yapının dayanımını bozmasına engel olmaktadır. Cilalama işleminin zirkonyum oksitin yaşlanmasına etkisini inceleyen çalışmalarda farklı sonuçlar ortaya konmuştur. Papanagiotou ve ark. (54), zirkonyum oksit örneklere cilalama yapıldığında uygulanan kuvvetin faz değişimini tetikleyecek büyüklükte olmadığını ve işlem sırasında açığa çıkan ısı artışının da tersine dönüşüme neden olabilecek kadar yüksek miktarda olmadığını belirtmişlerdir. Aynı zamanda cilalama işleminin materyalin

dayanımında bozulmaya neden olmadığını ve bu işlemin üretim esnasında yüzeyde oluşan çatlakların büyüklüğünü azaltarak bükme dayanımını arttırabileceğini bildirmişlerdir. Deville ve ark. (55) ise üretim veya cilalama sırasında oluşan bazı mikroçatlakların, yüzeyin 20 µm altındaki derinliğe kadar iç gerilimlere neden olabileceğini ve sonuçta yaşlanmayı hızlandırabileceğini bildirmişlerdir.

#### **2.1.4. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi**

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya esaslı seramik bloklar, benzer kimyasal birleşimlere sahip olmalarına rağmen farklı üretim şekilleriyle elde edilebilirler. Zirkonyum dioksit esaslı blokların üretiminde kullanılan yöntem, materyalin partikül boyutunu, pörözite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirebilir. Zirkonya esaslı seramik bloklar üretim şekillerine göre üç farklı grupta incelenmektedir (56).

##### **2.1.4.1. Sinterlenmemiş zirkonya seramikler**

Y-TZP tozunun, herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Elde edilen bu bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşak bir yapıya sahiptirler. Bu sebeple aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Aşındırma işlemi tamamlandıktan sonra restorasyona sinterleme işlemi uygulanır. Sinterleme işlemi ile materyalin yoğunlaştırılması sağlanır ve mekanik, fiziksel, ısıl özellikleri geliştirilir (12, 40).

##### **2.1.4.2. Non-HIP zirkonya seramikler**

Bu bloklar yarı sinterlenmiş veya presinterize olarak adlandırılırlar. HIP kelimesi “Hot Isostatic Pressing” kelimesinin baş harflerinden oluşmaktadır. Isı ile presleme denilen bu işlem seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir (12, 40).

Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bağlayıcı madde bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonyum oksit tozu, 1350-1550 °C 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bağlayıcı madde ön

sinterleme işleminde elimine olmaktadır. Ön sinterleme aşamasında uygulanan ısı derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin hızlı eliminasyonuna ve oluşan yanma ürünleri de üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir (57, 58). Non-HIP bloklar % 40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha yoğun hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır (59). Non-HIP zirkonyum oksit blokların üretilmesinde sinterleme işlemi aşındırma işleminin ardından yapıldığından, gerilimin başlattığı t-m faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri dayanıklılığı arttırsa da, birçok üretici firma zirkonyum oksit üzerinde bu faz dönüşümünü arttırabilecek gerilimlere neden olan aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir.

Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir. Bloğun kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir, ancak sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek ısı değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır (57, 58) .

Non-HIP zirkonyum oksit bloklarla karşılaştırıldıklarında, HIP zirkonyum oksit bloklarda yüzey daha fazla miktarda monoklinik faz içermektedir. Buna bağlı olarak yüzey çatlaklarının oluşma riski vardır. HIP bloklara göre daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilmeleri ayrıca renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri, Non-HIP blokların avantajı olarak gösterilmektedir (56-59). Bu tip bloklardan elde edilecek altyapılar, sinterleme sırasında oluşacak büzülmenin kompanse edilmesi amacı ile genelde % 20-25 daha büyük halde frezelenir.

#### **2.1.4.3. HIP zirkonya seramikler**

Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik artış görülmektedir. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların üretiminde ilk aşama, materyalin yaklaşık 1300 °C' de sinterlenmesi ile % 95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Ardından partikül yoğunluğunu

artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasında yüksek basınç altında, izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonunda yapı gri-siyah bir renk alır, devamında oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterlenmeye devam eder. Sinterleme işlemi tamamlandığında bu bloklar % 99 yoğunluğa ulaşmaktadır (12, 40, 56-59). HIP zirkonyum oksit bloklarda aşındırma işlemi yapılmadan önce sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada gerçekleşmektedir. Bu nedenle altyapı üretimi sırasında daha hacimli değil, gerçek boyutlarında hazırlanır. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve uzun zaman alır (12, 40).

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezler zirkonyum oksit yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlüğünü artırmaktadır (60). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında t-m faz dönüşümüne sebep olmaktadır. Kalın grenli frezlerle yapılan aşındırma, derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde m-t ters faz dönüşümünü tetikleyip, baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır (51, 61). Kosmac ve ark. (52) ise yaptıkları çalışmada, kumlama işleminin aşındırma işlemine oranla faz değişimini daha fazla tetiklediğini ve yapının direncini arttırdığını ortaya koymuşlardır.

HIP zirkonyum oksit blokların işlenmelerinin zor olması, materyalin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (62).

## **2.2. CAD/CAM Sistemleri**

### **2.2.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi**

Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri 1980'li yılların başlarında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerin geliştirilmesindeki amaç, restorasyonların daha yüksek kalitede ve daha uygun bir maliyetle elde edilmesidir. Alumina ve zirkonyum oksit esaslı seramikler gibi yüksek dirence sahip

seramiklerin CAD/CAM sistemleri ile üretilebilmesi, bu sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır (63).

### **2.2.2. CAD/CAM Bileşenleri**

Tüm CAD/CAM sistemleri; verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel bileşen içermektedir (63).

#### **2.2.2.1. Verilerin elde edilmesi**

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığının, komşu dişlerin ve okluzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması işlemidir. Verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir.

Tarama işlemi, mekanik tarayıcılar aracılığıyla modelin temasla taranması ile prepare edilen bölgenin haritası çıkartılması veya hızlı ve yüksek çözünürlükte dijital görüntü elde edilebilen optik tarayıcıların kullanılması ile gerçekleştirilir. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (63,64).

#### **2.2.2.2. Restorasyonun tasarımı**

Restorasyonun üç boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt olarak kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (63, 64).

#### **2.2.2.3. Restorasyonun üretimi**

Bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma üniteleri ile restorasyonun oluşturulmasıdır. Restorasyon, sistem için hazırlanmış bloklardan aşındırılarak elde edilir.

Bilgisayar destekli üretim yapan cihazlar 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olmak üzere üç çeşittir. Kural olarak CAM aşamasından sonra bazı manuel düzeltmeler, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları dış teknisyeni tarafından yapılır (63-65).

### 2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Zirkonya Esaslı Seramiklerin Kullanımı

CAD/CAM sistemlerinde; zirkonyum oksit seramikler, silikat seramikler, cam infiltre alüminyum oksit seramikler, alüminyum oksit seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlardan elde edilen bloklar, genellikle su soğutması altında çeşitli boy ve şekillerdeki karbid, elmas disk ve frezler ile aşındırılarak restorasyonlar elde edilir (56, 57).

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kuru karbid frezlerle, Non-HIP olanlar soğutma sıvısı altında karbid frezlerle, HIP bloklar soğutma sıvısı altında elmas frezlerle aşındırılır (56, 57).

**Tablo 1:** Zirkonya blok tipleri ve kazıyan sistemler

Sinterlenmemiş blok kullananlar	<p>Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany)</p> <p>Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany)</p> <p>Hint-ELs Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany)</p> <p>ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy)</p> <p>Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Grafelfingen, Germany)</p>
Non-HIP blok kullananlar	<p>In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany)</p> <p>ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany)</p> <p>Hint-ELs Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany)</p> <p>DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland)</p> <p>LAVA All-Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Germany)</p> <p>Cercon Smart Ceramics (DeguDent, Hanau, Germany)</p> <p>Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)</p>
HIP blok kullananlar	<p>DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland)</p> <p>Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany)</p> <p>Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada)</p> <p>Hint-ELs Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany)</p> <p>HIP Zirkon, Etkon (Etkon, Grafelfingen, Germany)</p>

Sinterlenmemiş ve Non-HIP bloklar sinterleme sırasında oluşacak büzülme için %20-25 oranında büyük işlenir (56, 57). Bu tip blokların aşındırılması, HIP bloklara göre, daha hızlıdır ve cihazların kazıma ünitelerinde aşınma miktarı daha

düşüktür. Hem CAD/CAM teknolojisindeki gelişime bağlı olarak hem de zirkonya esaslı blokların düşük pörözite ve azalmış artık stres özellikleri, blokların homojen ve mekanik özelliklerin benzer olmasından dolayı zirkonya bloklardan CAD/CAM ile şekillendirme önerilmektedir (66).

#### **2.2.4. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon**

Restorasyon amacıyla tercih edilen seramik materyalinin başarısını, kullanılan siman materyali ile bağlanma dayanımı büyük ölçüde etkilemektedir. Silika bazlı seramik restorasyonların adezyonu için önerilen yöntem olan HF (hidroflorik) asit ile pürüzlendirme ve pürüzlendirilen yüzeye silan uygulaması, zirkonya seramikler cam fazı içermediklerinden, zirkonya seramiklerde kullanılamamaktadır (67-70). İyi bir mikromekanik retansiyon için zirkonya esaslı seramiklerin simantasyon yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde alüminyumoksit kuşlanması önerilmektedir (71, 72, 73). Diğer yaklaşımlardan birisi tribokimyasal yöntemle kullanılan partiküllerde silan içeriği yer almasıdır (74, 75).

Son yıllarda zirkonyum oksit esaslı seramiklerin simantasyonu için kullanılan bir başka yöntem de fosfat monomeri (MDP-metakriloksidekil dihidrojen fosfat) içeren ajanların uygulanmasıdır. Zirkonyum oksite  $Al_2O_3$  ile kuşlama işleminin ardından uygulanan MDP içerikli bonding veya simanların bağlantı gücünü arttırdığı bildirilmiştir (68, 76). Bağlantı başarısını artırmak için lazer, plazma sprej ve erimiş cam tanecik infüzyonu gibi farklı materyal ve metodları değerlendiren çeşitli çalışmalar mevcuttur (77, 78). Bununla birlikte, yüksek bükülme direnci ve yüksek kırılma dayanıklılığı gibi optimum özellikler, zirkonya seramiklerin geleneksel simanlarla simantasyonuna da olanak sağlamaktadır.

#### **2.3. Marjinal Uyum**

Restorasyonun uzun dönem başarısı için marjinal uyumun iyi olması şarttır. Aksi durumda diş ve çevre dokular zarar görecektir (79). Diş hekimliği uygulamaları ve laboratuvar alanındaki gelişmelere rağmen, sabit protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman arzu edilen seviyede olamamaktadır. Sonuç olarak periodontal hasarlar oluşmaktadır

(80). Protetik yapı dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Restorasyonun marjinal uyumu aranan şartlardan biridir. Yapılan klinik ve deneysel çalışmalar uyum sorunları nedeni ile açıkta kalan siman tabakasının ağız sıvılarının etkisi ile çözündüğünü ve restorasyon diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Çözünen siman ile oluşan boşluk plak birikimi için uygun bir alan oluşturur. Kuron kenarı ile alttaki diş yapısı arasındaki uyumun iyi olması periodontal problemleri ve çürük oluşumunu minimuma indireyecektir (81).

Uyumun tanımı ve ölçüm teknikleri için farklı ifade ve yaklaşımlar vardır. Restorasyon ile diş yapısının arasındaki ölçümler internal alanda, preparasyon sınırında yapılabilir. Ölçülen noktalar arasındaki uyumsuzluk “uyumu” ifade etmektedir (79).

Lui (81), bunu restorasyonun iç yüzeyi ile diş yapısının arasında kalan boşluk olarak tarif etmiş ve uyumun iyi olduğu bir kuronda bile bir aralık olması gerektiğini bildirmiştir. Sorensen (82), giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu dikey kenar uyumsuzluğu, giriş yoluna dikey ölçülen yatay yöndeki uyumsuzluğu ise yatay kenar uyumsuzluğu olarak tanımlamıştır. Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalar klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığı için üst sınırı 120 mikron ( $\mu$ ) olarak bildirmişlerdir (79, 80, 83, 84).

*Marjinal uyum ölçümü için uygulanacak yöntemler 4 ana başlıkta toplanabilir: (82)*

1. *Direkt yöntem:* Kolay, hızlı ve dikkatli çalışıldığında gayet güvenilir bir metottur. Her ne kadar aşınma riski olsa da örneklerin tekrar kullanılma şansı vardır.

2. *Ölçü alma:* Bu yöntemde değerlendirilecek alanın ölçüsü alınır, bu ölçüye rezin dökülür ve elde edilen model incelenir. Diğer yöntemler kadar güvenilir değildir.

3. *Kesit alma:* Yöntem, zaman alıcı basamaklar içerir ve örneklerin tekrar kullanılma şansı yoktur.

4. *Sond ve göz değerlendirmesi:* Yapılan uygulama her zaman objektif değildir ve sayısal bir değer ortaya koymaz.

Ölçümlerin yapılmasında sıklıkla SEM ya da ışık mikroskobu kullanılabilir (79,82,85,86). Restorasyonların oturacağı yüzeyin geometrik formu, preparasyonun aksiyel eğimi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon basıncı, day spacer uygulaması ve basamak tipi marjinal uyumu etkileyen faktörlerdir (79,83,84).

Preparasyonun aksiyel eğimi; restorasyonun simantasyonda tam olarak yerleşmesini, yapım aşamalarında hatalara tolerans tanınmasını ve andırkatlardan korunmayı sağlar. 2,5° - 6,5° arasındaki aksiyel eğim ideal olarak kabul edilmektedir.

Preparasyon, kole bölgesinde tam seramik restorasyon için yeterli destek sağlayacak şekilde yani uygun genişlikte ve formda bir basamak ile bitirilmelidir. Genellikle iç açısı yuvarlatılmış en az 1 mm genişlikteki shoulder veya chamfer tarzı kenar sonlanması doğru olacaktır (87).

Preparasyonun kenar sonlanması tipinden bağımsız olarak restorasyon ile diş yapısı arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluk olacaktır. Bu boşluk Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) 8 no'lu spesifikasyonuna göre 25 µ civarındadır (88). Ancak in vivo ve in vitro çalışmalar, siman kalınlığı için öngörülen mesafenin daha fazla olabileceğini göstermektedir (79, 89).

#### **2.4. Dental Seramikler İçin Uygulanan İn Vitro Testler**

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci, bu materyallerin klinik uygulamalar için en çok şüphe çeken yanıdır. Zaman alan ve maliyetli bir klinik inceleme başlatma yerine, in vitro çalışmalar, materyalin in vivo kullanılabilirliği hakkında tahmin yürütmeye yardımcı olacaktır (90, 91). Bununla birlikte, restorasyonların kompleks geometrisi nedeni ile standart bir kuvvet ölçüm metodu bulunduğunu söylemek zordur. Sıklıkla şekilleri belirli, disk veya bar şeklinde, örneklerden elde edilen kuvvet verileri dental materyallerin yapısal performansları ile ilgili bilgi edinmede sıklıkla kullanılmaktadır (92). Bunlara örnek olarak, uniaksiyel bükülme testleri (3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri dahil) ve biaksiyel bükülme testleri verilebilir (93, 94). Bu basit geometrik şekilli yöntemlerin klinik durumu tam olarak taklit etmediği ortadadır. Dişin anatomik konfigürasyonuna daha yakın, siman faktörünü de içeren seramik örneklere uygulanacak kırılma testleri, materyalin davranışı hakkında bilgi vermek açısından daha kullanışlı olacaktır (95-103). Test, anatomik konfigürasyondaki örneklere (kuron, köprü, inley vs.) başarısızlık noktasına kadar kuvvet uygulaması esasına dayanır. Bu in vitro çalışmaların sonucunda test edilen materyallerden elde edilen verilere dayanarak materyalin performans kapasitesi hakkında bilgi sahibi olunabilir (104). Uygulanan kırılma direnci testleri sonucunda başarısızlık koheziv ya da adeziv olarak ortaya

çıkılmaktadır. Altyapı (kor) ile üstyapı porseleni arasındaki uyumsuzluk (termal uyumsuzluk) sözkonusu olduğunda adeziv başarısızlık ön plana çıkmaktadır. Üstyapı porseleni kuvvet uygulayıcı uç civarında genelde tabaka halinde altyapıdan kopmaktadır (106).

## 2.5. Monolitik Zirkonya

Monolitik terimi Yunanca'daki "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden gelmektedir. Malzemenin/yapının baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu, tek parça anlamına gelir (107). Zirkonya opak beyaz renkte olduğu için genel olarak porselenlerle veneere edilerek, altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (108). Bu restorasyon tipinde karşılaşılan en büyük problem chipping denilen veneer porselen bağlantısında meydana gelen kohesiv kırılmalardır (109). Bu olumsuzluğun önüne geçmek için değişik teknikler kullanılmıştır. Bu teknikler; CAD/CAM yöntemi ile üretilen veneer şapkanın zirkonya altyapıya sinterlenmesi (CAD-on technique) (110), üstyapı porseleninin basınç ile zirkonya altyapıya uygulanması (press-on technique) (111), ve press-on tekniğe ilave olarak tabakalama yöntemi uygulanması (double veneering technique) (112) olarak sayılabilir. Fakat bu yöntemler de koheziv başarısızlığın tam olarak önüne geçememiştir.

Son dönemlerde, bahsi geçen chipping problemini aşmak için, monolitik zirkonya restorasyonlara olan ilgi artmaktadır (113). Yapıdaki nanopartiküller sayesinde pörözite içermemesi ve alumina içeriğinin % 0,1'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır. Ayrıca renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini arttırmaktadır (108).

Monolitik zirkonya (MZ) bloklar, CAD/CAM sistemleriyle altyapı materyali olarak kullanılabilir gibi, üstyapı porseleni kullanılmaksızın tek parça olarak da hazırlanabilir. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0.3-0.5 mm' ye kadar inceltirilerek kullanılabilir (Tablo 2) (108).

Monolitik zirkonyumlar yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi; yapıları gözeneksizdir (114). Bu sebeple, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmamaktadır. Sripetchdanond ve ark. (115) yaptıkları çalışmada, MZ kuronların antagonist dişlerde minimal düzeyde aşındırma yaptığını, bu aşındırma miktarının zirkonya altyapılı seramik kuronlara göre anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir. Batson ve ark. (114) MZ kuronların

gingival marjin uyumlarının, ABD sağlık servisi kriterlerine göre değerlendirildiğinde, yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

**Tablo 2:** Monolitik zirkonya bloklara ait üretici bilgileri

<b>Monolitik Zirkonya Blok</b>	<b>Üretici Firma</b>
inCoris TZI	Sirona
Ceramill Solid	Girrbach
Prettau Zirconia	Zirconzahn
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe
Bruxir Solid Zirconia	Glidewell
Katana Zirconia	Kuraray Noritake
Supra	Turkuaz Dental

Literatür incelendiğinde, son yıllarda yeni materyal ve üretim yaklaşımlarından biri olarak ortaya çıkan monolitik zirkonya restorasyonlar üzerine in vitro çalışmalar yapıldığı görölmektedir (18, 108, 113-115). Kırılma direnci ve marjinal uyum bir restorasyonun uzun dönem başarısı için gerekli olan önemli faktörlerdir. Bu amaçla yapılan bu çalışmada CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan monolitik ve çift katmanlı zirkonya seramik kuronların simantasyon sonrası kenar uyumları ve kırılma dirençleri in vitro olarak değerlendirilmektedir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, BY Dental Labor Diş Laboratuvarı bünyesindeki ekipman ve test cihazları ile gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada maksiller molar dişi temsilen CAD/CAM yöntemiyle 2 farklı basamak tipinde (shoulder ve chamfer) hazırlanan zirkonya altyapılı tam seramik kuron ve monolitik zirkonya kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır.

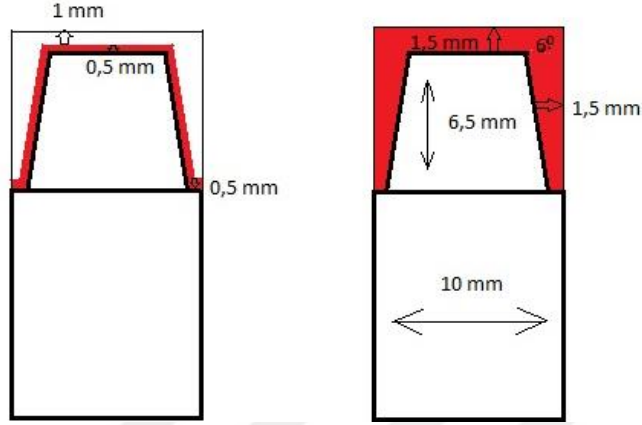
Bu çalışmada kullanılan materyallere ait tablo aşağıda yer almaktadır (Tablo 3).

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan materyaller ve hazırlama yöntemleri

GRUP	YÖNTEM	MATERYAL
Monolitik Zirkonya- Shoulder	CAD/CAM	Y-TZP blok
Monolitik Zirkonya- Chamfer	CAD/CAM	Y-TZP blok
Zirkonya Altyapılı- Shoulder	CAD/CAM + YIĞMA	Y-TZP blok + e.max Ceram
Zirkonya Altyapılı- Chamfer	CAD/CAM +YIĞMA	Y-TZP blok + e.max Ceram

İki farklı basamak tipinde (shoulder, chamfer) olacak şekilde, prepare edilmiş dişleri temsil eden toplam 40 adet örnek, 6.5 mm kuron boyu, 1 mm basamak genişliği ve 6°'lik aksiyel açıda olacak şekilde paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgâhında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japan) hazırlandı (Şekil 3). Kuron örnekleri (n=40) iki farklı basamak tipi için 2 deneysel gruba ayrıldı (n=20) (Resim 1). Shoulder (S) grubundaki 20 adet örneğin basamak konfigürasyonu iç açısı yuvarlatılmış 90° lik omuz tarzında, Chamfer (C) grubundaki 20 adet örneğin basamak konfigürasyonu 120 derecelik geniş açı tarzında

hazırlandı. 2 adet deneysel grup ise kendi içlerinde zirkonya altyapılı seramik kuron ve monolitik zirkonya kuron olarak ikişer alt gruba ayrıldı (n=10).



**Şekil 3:** Hazırlanan altyapı ve kuronların şematik hali



**Resim 1:** Hazırlanan kuron örnekleri

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan seramik kuronların boyut standardizasyonunu sağlamak için özel bir alet kullanıldı (Resim 2). Bu sayede, metal daydan marjinal ve aksiyel bölgede 1 mm, oklüzal bölgede 1.5 mm uzaktan geçecek şekilde tasarlanan boşluklu kalıp kullanılarak örneklerin üniform kalınlıkta hazırlanması sağlandı. Ayrıca gerek altyapılar gerek bitmiş üstyapılar kumpas ile muhtelif kısımlarından ölçülerek standardizasyon için azami gayret gösterildi (Resim 2).



**Resim 2:** Standardizasyon için kullanılan kalıp / Kumpasla ölçüm

### **3.1. Monolitik Zirkonya Kuronların Hazırlanması**

#### **3.1.1. Monolitik Zirkonya Shoulder Örneklerin Hazırlanması**

Örnekler Non-HIP zirkonya bloktan tek bir parça olarak Yenadent CAD/CAM sistemi ile hazırlandı. Paslanmaz çelik örnek yüzeyleri tarayıcı ünitenin yalnızca beyaz rengi görebilmesinden dolayı üretici firmanın temin ettiği day spray (O-Spray Okklusionspray, S&S Scheftner GmbH, Germany) ile ince bir tabaka halinde kaplandı (Resim 3).



**Resim 3:** Day spray ile tabaka halinde kaplanan paslanmaz çelik daylar

Dwos scanner (Dwos 7Series, Qsttech, Hong Kong) sistemi ile spray kaplanmış olan örnek taranarak görüntüsü dijital ortama aktarıldı. Elde edilen dijital ölçü üzerinde yapılacak olan kuronun marjinal sınırları basamak tipine dikkat edilerek bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Belirlenen marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan kuron dijital ortamda oluşturuldu. Kuron kalınlıkları ve boyutları (oklüzal yüzde 1.5 mm, aksiyel yüzeylerde basamak genişliği olan 1 mm olacak şekilde) Dwos scanner (Dwos 7Series, Qsttech, Hong Kong) programı üzerinde ayarlandı (Resim 4).



**Resim 4:** Dwos scanner ile taranıp elde edilen ve dijital ortama aktarılan görüntüler

Böylece shoulder basamak tipinde dijital bir kuron tasarlandı. Kullanılacak olan Non-HIP zirkonya blok (Supra, Turkuaz Dental, İzmir), Yenamak D40 milling machine (Yena Makina San. Tic. Ltd. Sti., Y. Dudullu, Istanbul, Turkey) cihazının frezeleme bölümüne yerleştirildi. Kuron örneklerine ait boyutsal değerler frezeleme ünitesine dijital olarak aktarıldıktan sonra, gerekli kalibrasyon ayarları yapılarak aşındırma işlemine geçildi. Dijital kuron modelinin %25 daha büyük boyutlusu toplamda 10 adet olmak üzere aynı bloktan frezelenildi (Resim 5).



**Resim 5:** Non-HIP zirkonya blok kullanılarak kuronların üretimi

Kazıma işleminden sonra kuronlar blok bağlantılarından dikkatlice ayrıldı ve fazlalıkları aşındırıldı. Örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinterleme fırınına (Mihm-Vogt GmbH Co.KG, Germany) (Resim 6) yerleştirildi. Sinterizasyon işlemi sıcaklığı kademeli olarak 3 saatte 1480 °C dereceye çıkarılan fırında 2 saat bekletilerek toplam 7 saatte tamamlandı. Oluşan sinterleme büzülmesini takiben (%25) hedef boyuta ulaşıldı. Kuron formuna getirilen örneklerin dış yüzeylerine özel polisaj kiti ile (Polishing Kit for Ceramic Materials, Nr. 4326A.104, Komet, Gebr. Brasseler) polisaj uygulandı. Örnekler boyutları açısından kontrol edildi.



**Resim 6:** Sinterleme işleminde kullanılan fırın

### **3.1.2. Monolitik Zirkonya Chamfer Örneklerin Hazırlanması**

Bu işlem basamağında da yukarıdaki anlatılan materyaller kullanılarak aynı işlem sırası takip edildi.

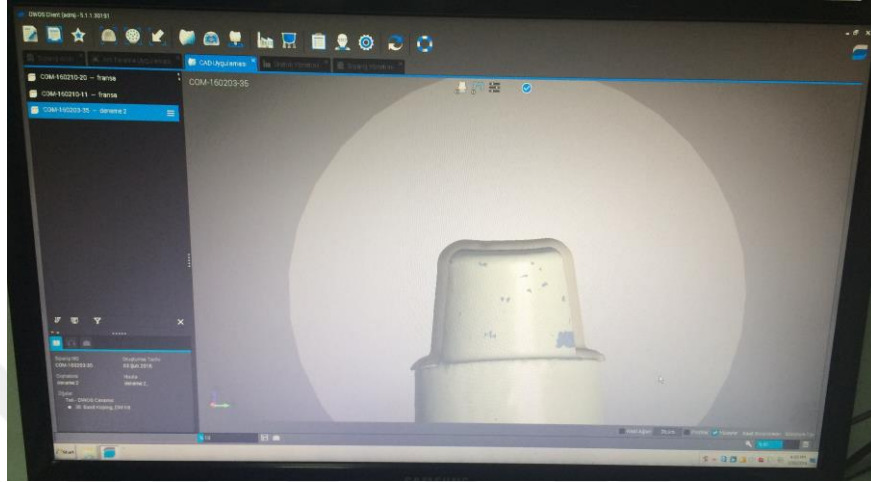
## **3.2. Zirkonya Altyapılı Tam Seramik Kuronların Hazırlanması**

### **3.2.1. Zirkonya Altyapılı Shoulder Örneklerin Hazırlanması**

#### **3.2.1.1. Zirkonya altyapıların hazırlanması**

Altyapılar Non-HIP zirkonya bloktan Yenadent CAD/CAM sistemi ile hazırlandı. Paslanmaz çelik örnek yüzeyleri tarayıcı ünitenin yalnızca beyaz rengi görebilmesinden dolayı üretici firmanın temin ettiği day spray (O-Spray Okklusionsspray, S&S Scheftner GmbH, Germany) ile ince bir tabaka halinde kaplandı. Dvos scanner (Dvos 7Series, Qsttech, Hong Kong) sistemi ile spray kaplanmış olan örneğin görüntüsü dijital ortama aktarıldı. Elde edilen dijital ölçü üzerinde yapılacak olan altyapının marjinal sınırları basamak tipine dikkat

edilerek bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Belirlenen marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan altyapı dijital ortamda oluşturuldu. Altyapı kalınlığı 0.5 mm olarak belirlendi (Resim 7). Böylece shoulder basamak tipinde dijital bir altyapı tasarlandı.



**Resim 7:** Dijital ortamda hazırlanan altyapı

Kullanılacak olan Non-HIP zirkonya blok (Supra, Turkuaz Dental, İzmir), Yenamak D40 milling machine (Yena Makina San. Tic. Ltd. Sti., Y. Dudullu, İstanbul, Turkey) cihazının frezeleme bölümüne yerleştirildi. Altyapı örneklerine ait boyutsal değerler frezeleme ünitesine dijital olarak aktarıldıktan sonra, gerekli kalibrasyon ayarları yapılarak aşındırma işlemine geçildi. Dijital altyapı modelinin %25 daha büyük boyutlusu toplamda 10 adet olmak üzere aynı bloktan frezelenildi. Kazıma işleminden sonra altyapılar blok bağlantılarından dikkatlice ayrıldı ve fazlalıkları aşındırıldı. Örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinterleme fırınında (Mihm-Vogt GmbH Co.KG, Germany) sinterleme işlemine tabi tutuldu. Sinterizasyon işlemi sıcaklığı kademeli olarak 3 saatte 1480 °C dereceye çıkarılan fırında 2 saat bekletilerek toplam 7 saatte tamamlandı. Oluşan sinterleme büzülmesini takiben (%25) hedef boyuta ulaşıldı.

### 3.2.2. Üstyapı Porseleni Uygulaması

Üst yapı porseleni (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tabakalama (layering) tekniği ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulandı. Hazırlanan altyapı metal daya yerleştirildi ve dış yapı standardizasyonu için oluşturulan metal kalıpta kontroller gerçekleştirilerek final boyutta (oklüzal yüzde 1 mm yan yüzde 0.5 mm porselen olacak şekilde) zirkonya altyapılı shoulder kuronlar elde edildi. Kuronlar glaze işlemine tabi tutuldu (Resim 8).



**Resim 8:** Uygulanan üstyapı porseleni ve dış yapı standardizasyonu için oluşturulan metal kalıp

Üstyapı porseleni için 400 °C dört dakika ön ısıtmadan sonra, vakum altında dakikada 50 °C artacak şekilde 750 °C kadar fırın (Ivoclar EP600 Combi, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ısıtılmış, vakum kapatılmış ve 1 dakika beklendikten sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir (Resim 9). Glaze işlemi için 350 °C dört dakika ön ısıtmadan sonra, vakum altında dakikada 50 °C artacak şekilde 680°C kadar fırın (Ivoclar EP600 Combi, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ısıtılmış, 1 dakika beklenmiş, daha sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.



**Resim 9:** Üstyapı porseleni için kullanılan fırın

### 3.3. Örneklerin Simantasyonu

Tüm örneklerin iç yüzeyi 50  $\mu$  boyutundaki alüminöz oksit partikülleri ile kumlandı (Danville Engineering Inc, Danville, Calif) (Resim 10).



**Resim 10:** Kumlama cihazı

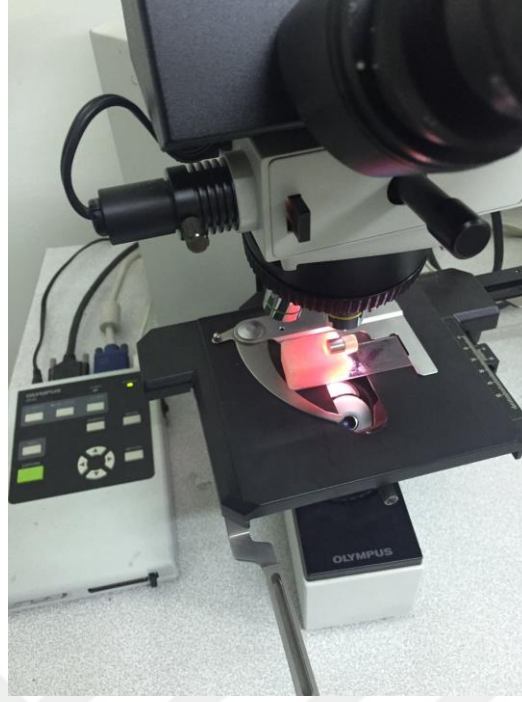
Daha sonra örnekler rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Dental, Japan) ile üreticinin önerdiği şekilde metal daylara simante edilmiş ve bir düzeneğe yerleştirilerek 10 dakika boyunca 50 N'luk sabit kuvvet uygulandı (Resim 11). Örneklerin bütün yüzeylerine halojen ışık cihazı ( $800 \text{ mW/cm}^2$  Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile üç saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlenmiş ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin kenar kısımlarına üç dakika süre ile Oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japan) tatbik edilmiştir. Örnekler  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  distile suda 24 saat süre ile bekletilmiş ve daha sonra termal siklus işlemine geçilmiştir.



**Resim 11:** Simantasyon işleminde kullanılan siman ve ağırlık düzeneği

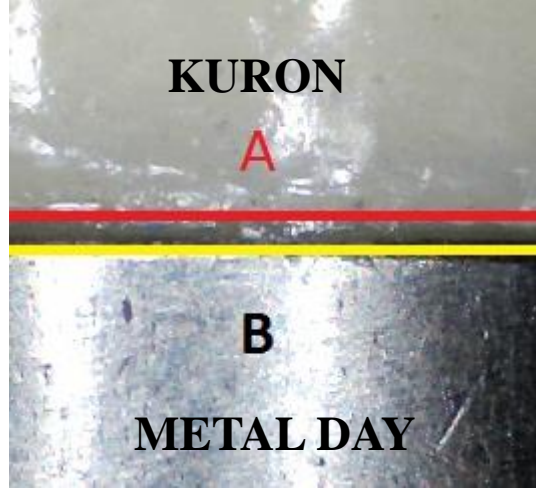
### 3.4. Marjinal Uyum Ölçümleri

Marjinal uyum ölçümleri metal dayların üzerinde gerçekleştirildi. Optik mikroskopta (Leica S8 APO, Leica, Istanbul, Turkey) okuma işlemi sırasında örnekleri sürekli aynı konumda tutmak amacı ile taşıyıcı bir düzenek yapıldı. Hazırlanan taşıyıcı düzenek bant ile mikroskobun tablasına sabitlendi (Resim 12).



**Resim 12:** Akrilik rezinden hazırlanan taşıyıcı düzenek

Marjinal uyum ölçümlerinden önce mikroskop ve dijital fotoğraf makinesi (Canon EOS 650D, Canon, Japonya) ile elde edilen görüntüye ait hata payının en az olması amacı ile bir cetvelin milimetrik ölçüm aralıklarına ait fotoğraflar bir görüntüleme yazılımı (Photoshop CS 6.0, Adobe Photoshop) ile değerlendirilerek en uygun magnifikasyon ve yerleşim belirlendi. Bu sayede görüntülerdeki piksel cinsinden mesafeleri mikron cinsine çevirebilmek için bir hata katsayısı elde edildi. Mikroskobun üst parçasına sabitlenmiş dijital fotoğraf makinesi ile x40 büyütmede her bir örnekten simantasyon sonrası, örnekler 1'er mm saat yönünde çevrilerek, 30'ar adet olmak üzere toplam 1200 adet dijital fotoğraf çekildi. Bu fotoğraflar bilgisayara aktarılarak aynı görüntüleme yazılımı ile bilgisayar ekranı üzerinde kuron kenarı ve paslanmaz çelik day basamak kenarı arası mesafe ölçülerek marjinal uyum ölçümleri gerçekleştirildi. Ölçüm değerleri hata katsayısı ile çarpılarak mikron ( $\mu$ ) cinsinden elde edilen veriler kaydedildi (Resim 13).



**Resim 13:** Marjinal uyumun değerlendirilmesinde A ve B arasındaki mesafe ölçülmüştür

### 3.5. Termal Siklus Uygulaması

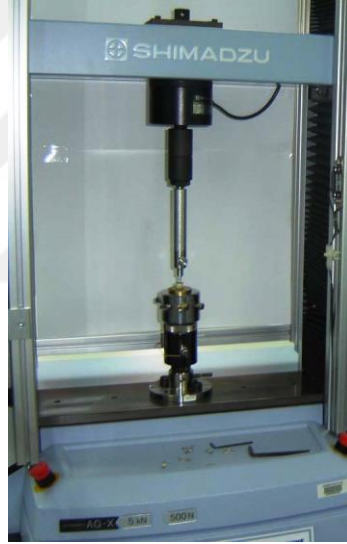
Tüm örnekler simante edilip 37 °C distile su içinde 24 saat bekletildikten sonra, kendi tasarladığımız 5 °C ve 55 °C derecelik sıcaklıkta iki adet distile su haznesi olan ve bu hazneler arasında örnekleri taşıyacak hareketli bir düzeneğe sahip cihazda, her bir haznede 10 saniye bekletilerek, 5000 defa termal siklus uygulandı (Resim 14).



**Resim 14:** Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı

### 3.6. Kırılma Deneyleri

Deney Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesindeki Universal test cihazında (Shimadzu AGS- X, Tokyo, Japonya) gerçekleştirildi. Kırılma deneylerinin gerçekleştirilmesi amacı ile örnekler kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalması için tasarlanan tablaya yerleştirildi ve bu tabla aletin alt parçasına sabitlendi (Resim 15). Başlık hızı 0.5 mm/dakika olarak ayarlandı. Kuvvet uygulanması için ucu beş mm çapında olacak şekilde yuvarlatılmış paslanmaz çelikten bir kuvvet uygulayıcı uç tasarlandı ve cihazın hareketli üst parçasına sabitlendi. Örnekler oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar sürekli artan bir şekilde kuvvet uygulandı. Elde edilen veriler Newton (N) cinsinden, cihazın kendi yazılımına kaydedildi.



**Resim 15:** Universal test cihazında kırılma testi

### 3.7. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Tüm deney grupları için simantasyon sonrası marjinal uyum ve kırılma direnci ortalama ve standart sapma değerleri SPSS programı (SPSS 16.0 for Windows) kullanılarak hesaplandı.

Her bir materyale ait simantasyon sonrası marjinal uyum değerleri ve kırılma dirençlerinin karşılaştırılması için iki yönlü varyans analizi kullanıldı.



## 4. BULGULAR

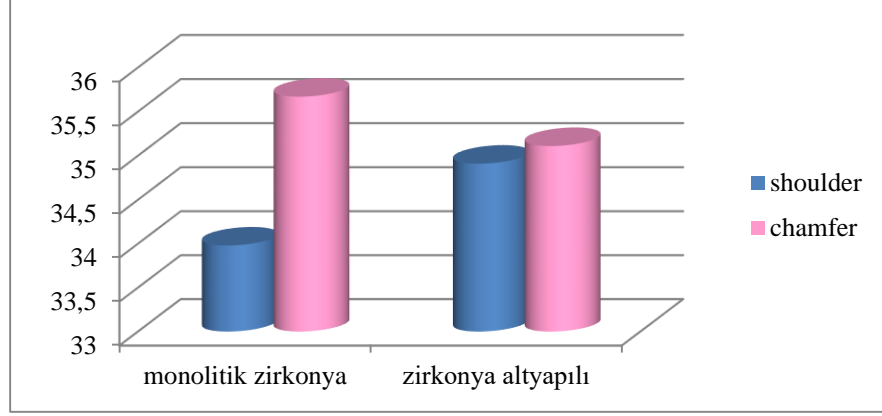
### 4.1. Marjinal Uyum Değerlendirmesi

Tüm ölçümler mikrometre (mikron) cinsinden hesaplanmış olup Tablo 4'te kuronların simantasyon sonrası ortalama marjinal uyum ölçüm değerleri ve standart sapmaları verilmektedir.

**Tablo 4:** Kuronların simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri ( $\mu$ )

	<b>Ortalama</b>	<b>Standart Sapma</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maksimum</b>
<b>MONOLİTİK SHOULDER</b>	33,98	4,17	31,60	41,78
<b>MONOLİTİK CHAMFER</b>	35,67	4,79	32,12	40,46
<b>ZİRKONYA SHOULDER</b>	34,91	4,27	31,26	41,98
<b>ZİRKONYA CHAMFER</b>	35,11	4,84	32,48	40,22

Simantasyon sonrasına ait marjinal uyum ölçümleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında en düşük ortalama monolitik shoulder grubunda gözlenmiştir (33,98  $\mu$ ). Bunu sırasıyla zirkonya altyapılı shoulder (34,91  $\mu$ ), zirkonya chamfer (35,11  $\mu$ ), monolitik chamfer (35,67  $\mu$ ) grupları takip etmiştir (Tablo 4). Simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin dağılımı Şekil 4'te gösterilmektedir.



**Şekil 4:** Simantasyon sonrası marjinal uyum ölçümlerinin dağılımı

Marjinal uyum ölçümleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında basamak tipine göre kenar uyumları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Yapım yöntemine göre marjinal uyum değerlendirildiğinde ise monolitik kuronlar ile zirkonya altyapılı kuronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.001$ ). Monolitik kuronlar zirkonya altyapılı kuronlara göre daha düşük ortalama değer göstermişlerdir. Örnekler basamak ve yapım yöntemine göre değerlendirildiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 5).

**Tablo 5:** Marjinal uyum değerlendirmesine ait iki yönlü varyans analizi tablosu.

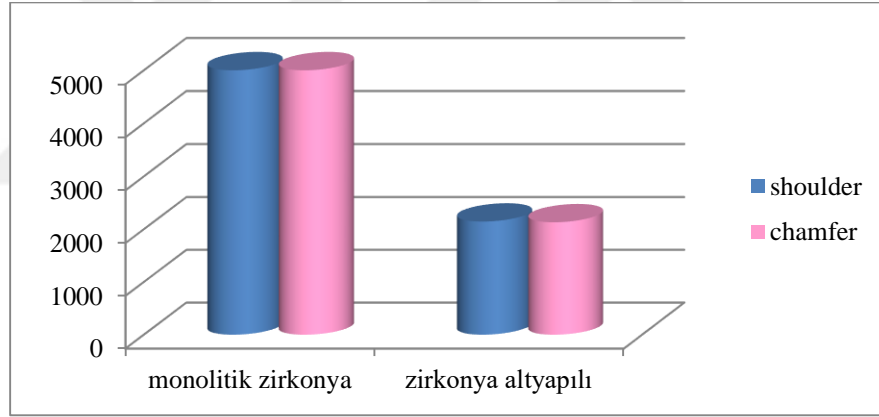
	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	p
<b>Basamak</b>	25,45	1	25,45	1,24	0,265
<b>Yapım yöntemi</b>	333,08	1	333,08	16,24	0,000
<b>Basamak-yapım yöntemi</b>	121,94	1	121,94	5,94	0,015

#### 4.2. Kırılma Direnci Değerlendirilmesi

Kırma testi sonuçlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 6'da ve değerlerin dağılımı Şekil 5'te verilmiştir. İki yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 7'de gösterilmektedir. Ölçüm değerleri Newton (N) cinsinden hesaplanmıştır.

**Tablo 6:** Kırma testi sonuçlarına ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri (N).

	<b>Ortalama</b>	<b>Standart Sapma</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maksimum</b>
<b>MONOLİTİK SHOULDER</b>	5000	0,00	5000	5000
<b>MONOLİTİK CHAMFER</b>	5000	0,00	5000	5000
<b>ZİRKONYA SHOULDER</b>	2146	71,91	2050	2250
<b>ZİRKONYA CHAMFER</b>	2132	57,83	2040	2220



**Şekil 5:** Kırılma direnci değerlerinin dağılımı

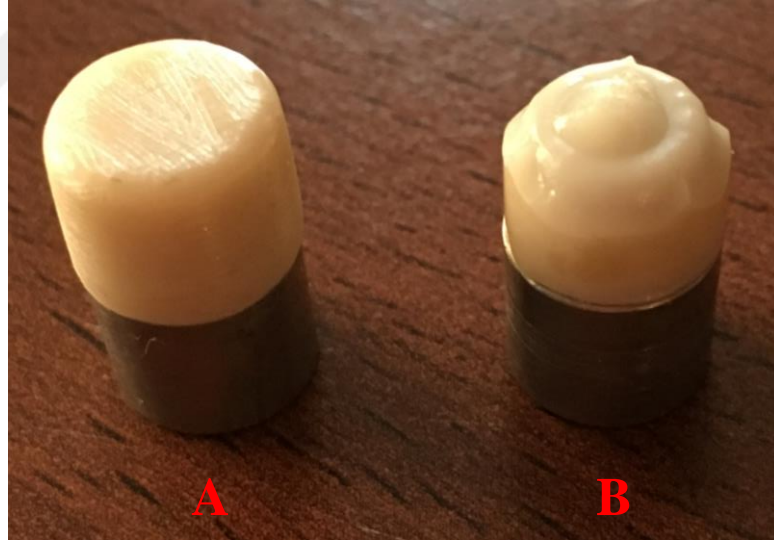
Kırılma direnci ölçümleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında basamak tipine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Yapım yöntemine göre kırılma direnci değerlendirildiğinde ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.001$ ). Monolitik kuron örnekler zirkonya altyapılı kuron örneklerine göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Örnekler basamak ve yapım yöntemine göre değerlendirildiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 7).

**Tablo 7:** Kırma testi değerlendirmesine ait varyans analizi tablosu

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	p
Basamak	490,00	1	490,00	0,23	0,634
Yapım yöntemi	8,18	1	8,18	38437,62	0,00
Basamak-yapım yöntemi	490,00	1	490,00	0,23	0,634

### 4.3. Kırılma Tipi

Monolitik zirkonya örnekleri kırma cihazının azami yükleme değerinde (5000 N) kırılmamıştır (A). Zirkonya altyapılı kuron örneklerinde kırılma tipi üst yapı kırılması şeklindedir (B) (Resim 16).



**Resim 16:** Örneklerin kırılma tipi

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde teknoloji ve materyallerdeki gelişmelerin sayesinde tam seramik restorasyonlara olan ilgi gittikçe artmaktadır. Hastalar için estetik faktör önemliyken, hekimler bunun yanı sıra, uzun dönem klinik başarı için, restorasyonların marjinal uyum ve kırılma direnci gibi faktörleri de dikkate almaktadır (116).

Sabit protetik restorasyonların, kenar uyumu, protezin klinik başarısında en önemli etkenlerden biridir. Özellikle subgingival olarak yerleştirilen kuronlarda, periodontal enfeksiyon ile kenar uyumu arasında son derece önemli bir ilişki olduğu saptanmıştır (117-120).

Seramik materyali üstün estetik ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak kırılma olmaları, gerilim kuvvetlerine karşı zayıflıkları klinik kullanım alanlarını kısıtlayan ana faktörlerdir. Bu materyallerin klinik kullanıma uygunluklarının belirlenmesi için kırılma direnci testleri uygulanmaktadır (92, 98-100, 105).

Kırılma direnci ile ilgili çalışmalar incelendiğinde kullanılan day materyali için bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar sığır dişlerini (90), bazıları insan dişlerini (121), bazıları ise metal alaşım dayları tam seramik kuronların test işlemlerinde day olarak kullanmışlardır (122, 123).

Bir kısım araştırmacılar, dentinin elastik katsayısının seramiklerin direncini etkilediğini ve dentinin yapısına benzemeyen day materyali kullanımının klinik durumu yansıtmayacağını bildirmişlerdir (124, 125). Rosentrit ve ark. (126) tam seramiklerin kırılma direncini yapay dişler ve doğal dişler üzerinde karşılaştırmalı olarak test etmiş, metal alaşım üzerinde test edilen örnekleri doğal dişler üzerinde test edilene göre daha dirençli bulmuştur. Bununla beraber doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olduğu (95, 125, 126) düşünülürse herhangi bir standardizasyondan söz etmek olası değildir.

Bu nedenlerden dolayı ve standardizasyonun en üst seviyede temini için, bu çalışmada, prepare edilmiş maksiller molar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşım daylar kullanılmıştır.

Metal dayların hazırlanmasında temel preparasyon prensipleri (87) takip edilmiştir. Tam seramik sistemlerin kırılma direnci ile ilgili bir çalışmada, shoulder ve chamfer tarzı basamak tiplerinin her ikisinde uygun olduğu bildirilmektedir (127). Cho ve ark. (89)

yaptıkları çalışmada chamfer basamak tipinde zirkonya kuronların kırılma direncini shoulder tipi basamağa göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Öte yandan Beuer ve ark. (128) kırılma direnci açısından shoulder tipi kenar sonlanmasını tavsiye etmektedir. Basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açığı hafifçe yuvarlatmanın, restorasyonun uyumu açısından önemli olduğu bildirilmektedir (89, 129-131). CAD/CAM restorasyonlarda tasarım kalitesinin yüksek olması gerekmektedir, preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılar olmaması tercih edilmektedir (132). Tüm kenarların yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla uyumun artırılması önerilmektedir (133, 134). Tüm bu faktörler gözetilerek çalışmamızda iki farklı basamak tipinde metal daylar hazırlanmıştır.

Üstyapıların standardizasyonu için farklı yaklaşımlar mevcuttur. Tinschert ve ark. (36) standart boyutlu köprü restorasyonların sağlanması için dijital mikrometre ile ölçümler yaparak eşit boyutlarda örnekler hazırlamaya çalışmışlardır. Bazı araştırmacılar silikon kalıplar (97, 123), bazıları akrilik rezin kalıplar (90, 135), bazıları ise pirinç kalıplar kullanarak üstyapıların standardizasyonunu sağlamaya çalışmışlardır (136, 137). Philip ve Burkle (138) ile Pallis ve ark. (134) ise özel bir şekillendirici alet (sculptring device) kullanarak örneklerin standardizasyonunu sağlamayı amaçlamışlardır. Posterior dişler için zirkonya altyapılı kuronlarda oklüzal alanda 1.5 mm, marjinal bölgede 1 mm redüksiyon tavsiye edilmektedir (38, 133, 139, 140). Bu değerler monolitik örnekleri CAD/CAM sistemi ile üretmek için kullanılmış, üst yapısı yığıma yöntemi ile tamamlanacak zirkonya altyapılı örneklerin uniform kalınlıkta hazırlanmasını temin edebilmek adına ise metal daylardan aksiyal alanda 1 mm, oklüzal alanda 1.5 mm boşluğu bulunan pirinç kalıp kullanılmıştır. Ayrıca tüm örnekler çeşitli kısımlarından kumpasla ölçülerek standardizasyon için ilave gayret gösterilmiştir.

Siman aralığının, Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No: 8'de 25 mikron civarında (89), Shillingburg ve Whitsett (87) tarafından ise 20-40 mikron arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Bu çalışmada, sanal siman aralığı yazılım ve üretim sisteminin mücade ettiği en düşük değer olan 30 mikron olarak standardize edilmiştir. İlave bir die spacer uygulanmasına gerek kalmamış, bu şekilde uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir.

Diş preparasyonu ve daha yumuşak olan dentin yapısının kombinasyonu ile birlikte siman tabakası, restorasyonların elastiklik modülünü etkiler. Alt yapının elastiklik modülünün

düşmesi seramikte daha büyük stresler oluşturur. Seramik, siman, dentin ara yüzlerindeki gerilim farklılıklarından dolayı oluşan stresler sonucunda daha sert ve kırılma yapısında olan seramik materyali kırılır ve klinik başarısızlık tablosu ortaya çıkar (141). Siman tabakası, alt yapıdaki stres dağılımını değiştirerek internal yüzey kusurları nedeniyle oluşabilecek stres konsantrasyonlarını azaltır ve seramik materyalinin kırılma direnci ile kırılma tipini etkiler (141, 142). Çiğneme kuvvetleri simanın elastik limitlerinden daha düşük stresler oluşturduğundan simanın kendisi, kırılmaya dirençlidir (143). Cam iyonomer ve kompozit rezin esaslı simanlar oluşan stresleri dağıttığından seramik materyalini desteklemek açısından daha iyi mekanik özellikler göstermektedirler (143, 144).

Zirkonya seramiklerin rezinle ideal şekilde bağlantısı zor olmaktadır (145). Y-TZP seramikler cam faz içermediğinden dağlama ve silanlama etkili olmamaktadır (26). Adeziv fosfat monomeri (adhesive 10- methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate monomer-MDP) içeren yapıştırma sistemleri, kumlama uygulanan Y-TZP seramik yüzeylerine etkin ve kalıcı şekilde bağlanmaktadır (67).

Clearfil SA ve Panavia F rezin simanlar yapılarında adeziv fosfat monomeri bulundurduklarından (MPD,10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate zirkonyum yüzeylerinde uzun süre bağlanma sağlamaktadırlar (26, 78, 146, 147). Bu durumun MPD monomerleri içindeki hidroksil gruplarıyla zirkonyum yüzeyindeki hidroksil grupları arasında reaksiyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir (69).

Quaas ve ark. (148), Panavia F 2.0 ile zirkonyum bağlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı yüzey uygulamaları arasında kumlama ile rezin bağlanmasının arttığını bildirmişlerdir. Palacios ve ark. (149), çekilmiş dişler üzerine hazırladıkları Procera AllZirkon kuronlarla yaptıkları çalışmada, Rely X Unicem (self adhesive modifiye kompozit rezin), Rely X Luting (resin modifiye cam iyonomer siman) ve Panavia F 2.0 kullanmışlar, 50 µ alüminöz oksit kumlaması ile tüm simanların yeterli tutuculuk değerlerini verdiğini bildirmişlerdir.

Wolfart ve ark. (72), Variolink ve MDP içeren Panavia F simanların zirkonyum örneklere uzun dönem bağlanmalarını test ettikleri çalışmalarında, alüminöz oksit ile kumlama ve Panavia kullanımının zirkonyum için umut vaat eden yapıştırma işlemi olduğunu bildirmişlerdir. Geleneksel yapıştırıcı simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit rezin esaslı yapıştırıcı simanlar Y-TZP seramiklerin yapıştırılmasında kullanılabilir (150). Bu çalışmada gerek klinik koşulları izlemek

gerek kırılma direnci ve marjinal uyum çalışmalarındaki ortak yaklaşımı takip etmek amacıyla alüminöz oksit kumlaması ile MDP içeren Panavia rezin siman kullanımı tercih edilmiştir.

Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde; day materyali olarak bazı araştırmalarda değişik tipte standardize metal dayların (151-157), rezin modellerin (158-161) ve implant dayanakların (162) kullanıldığı, bazı çalışmalarda ise çekilmiş insan dişlerinden faydalanıldığı bu şekilde klinik aşamaların taklit edildiği görülmektedir (163-167). Çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalarda preparasyon işlemleri tek bir araştırmacı tarafından yapılmasına rağmen standardizasyonun sağlanması kolay olmamaktadır. Buna karşın metal daylar, preparasyon işlemlerinin kolaylıkla standardize edilebilmesi, üretim aşamalarında ve ölçüm işlemleri esnasında aşınma görülmemesi gibi nedenler ile kullanılan diğer day materyallerinden daha avantajlıdır (168). Rosentritt ve ark. (126) doğal diş, metal alaşımı ve polimer daylar üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kuronların marjinal uyumunu SEM (Scanning Electron Microscope) ile değerlendirmişler, marjinal uyum açısından yapay daylar ile doğal diş arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Yukarıdaki araştırmacıların tespit etmiş oldukları bulgular doğrultusunda çalışmada, standardizasyonu sağlamak için, prepare edilmiş molar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında temel preparasyon prensipleri dikkate alınarak (169, 170) hazırlanan paslanmaz çelik alaşım daylar kullanılmıştır. Daha sonra tek bir ana model üzerinde bütün marjinal uyum ölçümleri yapılmıştır.

Beuer ve ark. (171), 4<sup>0</sup>, 8<sup>0</sup> ve 12<sup>0</sup>'lik taper açısına sahip preparasyonların marjinal aralıklarını incelemişler ve uyumun taper açısı ile doğru orantılı bir şekilde arttığını belirtmişlerdir. Nakamura ve ark. (172) çalışmalarında; Cerec 3 kuronları 4<sup>0</sup>, 8<sup>0</sup> ve 12<sup>0</sup>'lik eğim açılarıyla değerlendirmişler, taper açısının marjinal uyumu etkilemediğini tespit etmişlerdir. Marjinal uyumu araştıran in vitro çalışmalar incelendiğinde, kullanılan dayların genellikle 6<sup>0</sup>'lik taper açısına sahip olduğu görülmektedir (89, 156, 167, 173). Bu nedenle kullanılan metal daylar 6<sup>0</sup>'lik taper açısı ile hazırlanmıştır.

Marjinal uyum değerlendirmesi için kullanılan test yöntemleri arasında direkt yöntem (mikroskopik ölçüm) ve kesit alma yöntemlerinin ön planda olduğu görülmektedir (80, 83, 88, 89, 120, 130, 174-177). Groten ve ark. (178), farklı yöntemlerle hazırladıkları In-ceram kuronların marjinal uyumunu ışık mikroskobu ile değerlendirmiş ve SEM ile ışık mikroskobundan alınan sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Yöntemler arasında anlamlı

fark olmadığı ve SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen verilerin güvenilirliğinin saptandığı bildirmişlerdir.

Bu çalışmada marjinal uyum değerlendirmesi için direkt yöntem kullanılmıştır. Yöntem kolay uygulanan, tekrar ölçümlere olanak sağlayan, hızlı bir yöntemdir. Ölçüm hassasiyetinin artırılması açısından bu yöntemin kesit alma yöntemi ile desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir. Kesit alma yöntemi ile daha standart ölçümlerin yapılacağı bildirilse de (82), bu yöntem, restorasyonu tekrar kullanılamaz hale getirdiğinden ve bu çalışmanın ikinci aşamasında örneklerin kullanımına devam edileceğinden direkt yöntem tercih edilmiştir.

Marjinal uyumun incelenmesi için yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konulmuş herhangi bir standart yoktur (168, 177, 179). Groten ve ark. (180), marjinal uyum açısından değerlendirilecek kuronlarda ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılmasının standart sapmaları azaltacağını ve elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını belirtmişler, ideal olarak 50 noktada ölçüm yapılmasını veya en azından 20-25 noktada değerlendirme yapılmasını, ölçüm sayısının 4-12 arasında yapılacağı durumlarda ise örnek sayısının artırılması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bu düşünceyle örneklerden simantasyon sonrası 30'ar ölçüm yapılmıştır.

Wolfart ve ark. (177), marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda elde edilen değerlerin 28  $\mu$  -160  $\mu$  arasında değiştiğini bildirmişlerdir. McLean ve Frauhofner (181) ise 120  $\mu$ 'nun kabul edilebilir klinik sınır olduğunu belirtmiş ve bu değer literatürde genel kabul gören kritik sınır olduğunu bildirilmiştir (83). Değişik CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen tam seramik kuronların marjinal aralıklarının 23 ile 110,1 mikron arasında değiştiği yapılan çalışmalarda bildirilmektedir (159, 162, 165, 171, 181-183). Marjinal uyum değerleri HIP boklardan üretilen restorasyonlarda 60,4 ile 110,1 mikron arasında iken (162, 171), Non-HIP zirkonya bloklardan üretilen restorasyonlarda bu değer 24,6 ile 65 mikron (162, 165) olarak bildirilmiş ve bu durum Non-HIP blokların daha kolay frezelenbilmesine bağlanmıştır. Çalışmamızda tüm gruplar için bulunan değerler yukarıda bahsedilen değerlerle uyumludur. Çalışmamızda basamak tipinin kenar uyumu açısından etkisi yoktur ( $p>005$ ).

Karataşlı (162) ve Pera (88) çalışmalarında chamfer bitiş çizgisinin marjinal uyum açısından daha iyi olduğunu bildirirken, diğer birçok çalışmada (184-186) shoulder tip basamakta kenar uyumunun daha iyi olduğu bildirilmektedir. Öte yandan yapılan diğer

çalışmalarda (155, 156, 187, 188) basamak tipinin tam seramik kuronlarda kenar uyumunu etkilemediğini bildirmektedir.

Monolitik zirkonya örnekler ile zirkonya altyapılı örneklerin kenar uyum değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Bu fark önceki çalışmalarda da bildirildiği üzere (161, 165, 168, 182, 189), üstyapı porseleni pişirilmesi ve glaze işlemi için gereken ilave fırınlamalardan kaynaklanmış olabilir.

Estetik ve biyolojik üstünlüklerine rağmen, metal desteksiz porselenlerin en büyük dezavantajı kırılma olmalarıdır. Bu yüzden, son yıllarda tam seramiklere olan ilginin artmasıyla bu restorasyonların kırılma dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır. Teknolojik ilerlemeleri yakından takip eden birçok firma tarafından, farklı prosedürler ve farklı ekipmanlarla üretilen tam seramik sistemleri piyasaya sürülmüştür (34, 190, 191). Posterior alanda tam seramik kuron ve köprülerin yapımına olanak sağlayan yüksek güçteki zirkonyumun diş hekimliğine sunulması bu alanda yeni bir çığır açmıştır (23, 57, 192, 193). Bu restorasyon tipinde karşılaşılan en büyük problem chipping denilen veneer porselen bağlantısında meydana gelen kohesiv kırılmalarıdır (109). Zirkonya seramiklerde meydana gelen chipping oranı tek kuronlar için 2-3 yıl içinde % 2-9 arası, çok üyeli restorasyonlar için 1-5 yıl içinde % 3-36 olarak bildirilmektedir (194, 195). Altyapının uygun olmayan tasarımı, zirkonya ile üstyapı porseleni arasındaki ısısız genleşme uyumsuzluğı, hatalı soğuma protokolleri ve üst yapı porseleni ile zirkonyanın farklı kırılma direncine sahip olması bu koheziv kırılmaların başlıca nedeni olarak gösterilmektedir (196-199). Bu olumsuzluğun önüne geçmek için değişik teknikler kullanılmıştır. Bu teknikler; CAD/CAM yöntemi ile üretilen veneer şapkanın zirkonya altyapıya sinterlenmesi (CAD-on technique) (110), üstyapı porseleninin basınç ile zirkonya altyapıya uygulanması (press-on technique) (111) ve press-on tekniğe ilave olarak tabakalama yöntemi uygulanması (double veneering technique) (112) olarak sayılabilir. Fakat bu yöntemler de koheziv başarısızlığın tam olarak önüne geçememiştir. Restorasyonun tamamının zirkonyadan oluşturulması fikri doğmuştur (113) .

In vitro çalışmamızda aynı zamanda zirkonya altyapılı kuronlar ile monolitik zirkonya kuronların kırılma dirençleri yönünden karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bunun için standart yaklaşımla Non-HIP zirkonya bloklardan monolitik olarak ve zirkonya altyapılı blok üzerine tabakalama tekniği ile yapılan seramik kuronlar üretilmiştir.

Bir dental materyal veya tasarımın klinik kullanımının kabul edilebilirliği için beş yıllık klinik sonuçların olması gerekmektedir (200). Bir protetik restorasyon beş yıl sonunda

%95, 10 yıl sonunda %85 başarı göstermişse başarılı olarak değerlendirilmektedir (201). Klinik çalışmalardan materyaller ve restorasyonlar için daha doğru veriler elde edilse de pahalı ve zaman alıcıdır (202). Bu nedenle klinik koşulları taklit ederek yapılan in vitro çalışmalar daha çok tercih edilmekte ve dental materyallerin performansının değerlendirilmesi için zaman kazancı sağlamaktadırlar.

Farklı tam seramik sistemlerinin kırılma dirençlerinin test edilmesinde araştırmacılar tarafından değişik yöntemler kullanılmıştır. Bir kısım araştırmacı, hazırladıkları porselen örnek parçalar üzerinde (130, 203, 204), diğerleri ise, gerçeği taklit eden protetik restorasyonlar üzerinde test uygulamışlardır (205, 206). Bir restorasyonun kırılma direncini ölçmek, gücü hakkında veriler sunmaktadır. Bükülme direnci ve kırılma tokluğu bir materyalin deneysel olarak karar verilen özellikleridir (131, 207). 3- ve 4- nokta bükülme gibi uniaksiyel bükülme testleri ve standart şekilli bar ve/veya diskleri kullanan biaksiyel bükülme testleri kuru ortamda gerçekleştirilen ve farklı materyallerin kırılma yüklerini ölçmek için oldukça sık kullanılan yöntemlerdir (208). International Standards Organization (ISO) dental porselenlerin kuvvetini ölçmek için 3-nokta bükülme testini önermektedir (208).

Bu yöntemler ile elde edilen veriler klinik durumu yansıtmamaktadır (97, 208, 209) ve klinik performans tahmininde kullanılamaz (94). Bir tam seramik sistem çok tabakalı bir yapıdır. Dentinle desteklenen bir siman tabakası (yaklaşık 30-120  $\mu$ ) ve en üstte bir seramik tabakasından (yaklaşık 1-2 mm) oluşur. Bu yapı ve anatomik konfigürasyon, 3 ve 4 nokta bükülme testlerinde kullanılan eşit kalınlıkta hazırlanan bar ve disk şekilli örneklerde yoktur (124). Ayrıca kuron formu örneklerle yapılan çalışmalarda stres yoğunlaşmaları bar veya disk şeklindeki örneklerden oldukça farklıdır. Bu yüzden test örneği ve yükleme yönteminin olabildiğince klinik durumu taklit etmesi önerilmektedir (124, 210). Oram ve Davies (206) 1984 yılında yaptıkları çalışmada; bar çubuk ve diskler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kuronların morfolojisine çok yakın örnekler kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle, bazı araştırmacılar, farklı tam seramik sistemlerin kırılma dirençlerini araştırmak için kuron biçiminde hazırlanmış örnekleri tercih etmişlerdir (90, 95, 211). Sunulan çalışmada da literatüre uygun olarak kuron şeklinde örnekler kullanılmıştır.

Seramiklerin öncül yüklemeler, termal değişimler ve su varlığından etkilendiği bilinen bir gerçektir. Kırılma direnci tespitinde klinik durumun mümkün olduğunca yansıtılması önem taşımaktadır (124). Bu sebeple bu çalışmada kuron biçimli ve simante edilmiş örneklere 5  $^{\circ}$ C -55  $^{\circ}$ C derecede 5000 defa termal siklus uygulanmış ve örnekler 37  $^{\circ}$ C derecedeki su

banyosunda 24 saat boyunca bekletilmiştir. Kırılgan materyallerin, dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptamak oldukça güçtür (212-214). Örneklerin yapımının, boyutlarının ve ortamın standardizasyonunun yanısıra, seçilen yükleme hızı da çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilmesine neden olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir (94, 145, 212, 215). ISO hızı  $1\pm 0.5$  mm/dakika olarak belirlemiştir. Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada yükleme hızı 0.5 mm/dakika olarak uygulanmıştır.

Maksiller molar dişi temsilen hazırladığımız örneklere, ağız içindeki kuvvetlerin yönü düşünerek vertikal yükleme yapılmıştır. Ağız içinde aşınmalar nokta yerine yüzey şeklinde olduğundan ve başarısızlık mekanizması temas alanından ve fonksiyon esnasında oluşan yüklerden etkilendiğinden, in vitro çalışmalarda yük uygulamak için kullanılan ucun boyutları önemlidir (124). Çalışmalarda kırıcı uç çapları farklılık göstermektedir (2,65-6,35 mm). Bu çalışmada ucu beş mm çapına yuvarlatılmış çelik bir uç kullanılarak kuvvet iletilmiştir.

Üstyapı porseleninin alttaki kor yapıya bağlantısı, farklı iki özellikte ve yapıdaki materyaller oldukları göz önünde bulundurulur ise, oldukça önem taşımaktadır (216). Kalıcı bir bağlantı için en azından bazı mekanik özelliklerde uyum gerekmektedir (217).

TZP yüzeyine üstyapı porseleninin bağlantısının temel olarak mikromekanik etkileşimle olduğu söylenmektedir (218). Üstyapı porseleni uygulanırken zirkonyum altyapılar tekrar yüksek ısılarla ve neme maruz kalmaktadır. Isı ve nemin faz transformasyonu oluşturabileceği düşünülürse materyalin yüzeyinde frezeleme esnasında oluşan baskı tabakası uzaklaşacak ve mekanik özelliklerde düşüş görülecektir (219, 220). Sadece üreticisinin önerdiği üretim basamakları doğrultusunda üretilen dental restorasyonlarla anlamlı veriler elde edilebilir ve tam seramikler için risk faktörleri tahmin edilebilir (221).

Bu araştırmada, bu görüşten yola çıkarak çalıştığımız materyallerle ilgili tüm örneklerin fırınlanması, glaze işlemleri, başlangıç sıcaklığı, dakikadaki sıcaklık artışı, en yüksek sıcaklık, en yüksek sıcaklıkta bekleme süresi, başlangıç fırınlanması için vakumun hangi sıcaklıkta devreye gireceğinin ayrıntıları, üretici firmaların önerisi doğrultusunda yapılmıştır.

Kuron formundaki örneklerin kırılma direnci sonuçları istatistiksel açıdan değerlendirildiğinde, en yüksek kırılma direncini monolitik zirkonya kuron örnekleri göstermiştir (monolitik zirkonya shoulder 5000 N, monolitik zirkonya chamfer 5000 N). Bu değerler kırılma testinin gerçekleştirildiği cihazın azami yükleme değeridir. Sonraki en

yüksek kırılma direnci değerini shoulder basamak tipindeki zirkonya altyapılı kuronlar (2146 N) göstermiştir. En düşük kırılma direnci değerini chamfer basamak tipindeki zirkonya altyapılı kuronlar (2132 N) göstermiştir.

Yapım yöntemine göre monolitik zirkonya grupları ile zirkonya altyapılı kuronlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Basamak tipine göre veriler değerlendirildiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Çalışmada kullanılan universal test cihazının azami limitleri uygulansa da monolitik zirkonya kuronlarda bir kırılma tespit edilememiştir. Zesewitz ve ark. (222) monolitik zirkonya, monolitik lityum disilikat ve monolitik feldspatik kuronların kırılma direncini değerlendirdiği çalışmada monolitik zirkonya kuronların ortalama 5620 N kırılma direnci gösterdiğini bildirmiştir. Beuer ve ark. (113) değişik yüzey uygulamaları yaptığı monolitik zirkonya kuronların kırılma direncini değerlendirdiği çalışmada cila ve glaze işlemi uygulanan kuronların 10000 N üzeri kırılma direnci gösterdiğini bildirmiştir ve bu sonucu metal day kullanımı ve kırıcı uç çapının 10 mm olmasına bağlamıştır. Nakamura ve ark. (223) ise farklı oklüzal ve aksiyel kalınlıktaki monolitik zirkonya ve monolitik lityum disilikat kuronları test etmişler, 0.5 mm oklüzal kalınlıktaki monolitik zirkonya kuronların direncini  $5558 \pm 522$  N olarak bildirmiştir. İki farklı marka monolitik zirkonya kullanılarak hazırlanan kuronların kırılma dirençlerinin (2795 N ve 3038 N) çalışmada kullanılan diğer ısı basınç yöntemiyle hazırlanan monolitik lityum disilikat kuronlardan (1856 N), venere edilmiş zirkonya altyapılı kuronlardan (2229 N) daha yüksek olduğu bildirilmiştir (224). Kok ve ark. (225), implant üstü monolitik zirkonya kuronların (LavaPlus- 6065 N) başlangıç kırılma değerinin venere edilmiş lityum disilikat kuronlardan (2788 N) daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Sun ve ark. (226) 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip metal seramik, monolitik lityum disilikat, venere edilmiş zirkonya ve monolitik zirkonya kuronların kırılma direncini karşılaştırdığı çalışmada en yüksek kırılma direnci değerini monolitik zirkonya kuronlarda ( $4109,93 \pm 610,18$  N) bulmuşlardır. Nordahl ve ark. (227) 0.3, 0.5, 0.7, 1 ve 1.5 mm kalınlıklardaki monolitik zirkonya restorasyonların kırılma direncini 1 ve 1,5 mm kalınlıktaki lityum disilikat kuronlarla karşılaştırmış, aynı kalınlıkta monolitik zirkonya kuronların daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Sulaiman ve ark. (228) beş yıl boyunca iki dental laboratuvarın kayıtlarını incelemiş ve monolitik zirkonya kullanılarak hazırlanan 39.827 kuron ve köprüden kırılma sonucu yeniden yapım için dönen monolitik zirkonya kuron ve köprülerin oranını %1,09 olarak bildirmişlerdir. Bu in vitro çalışmalar monolitik zirkonya

kuronların daha ince kalınlıklarda bile karşılaştırıldıkları materyallerde gerçekleşen chipping olayı olmadan çok daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmektedir.

Bu çalışmadaki venere edilen zirkonya altyapılı kuronlara ait kırılma direnci değerleri benzer test koşullarına sahip diğer çalışmalarda bildirilen değerlerle uyumludur (123, 226, 229, 230, 231). Kim ve ark. (232) geniş açılı chamfer basamak tipine sahip farklı kalınlıklardaki zirkonya altyapıları Ips e.max ceram ile venere etmiş ve 0.5 mm altyapı kalınlığındaki kuronların  $2126.9 \text{ N} \pm 576.9$  kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Daha önceki in vitro çalışmalarda da çift katmanlı zirkonya kuronların monolitik zirkonya kuronlardan daha düşük kırılma direnci göstermektedir (231, 233-236).

Dental yapılar çiğneme ve yutma sırasında oklüzal kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel çiğneme kuvvetleri genelde düşük olup, 2-150 N arasında değişmektedir (237-239). Çiğneme sisteminde disfonksiyon semptomları gösteren hastalarda ısırma kuvvetleri daha düşük olurken (240), diş sıkma ve gıcırdatma durumlarında değerler normal bireylere göre 6 kat fazla olabilmektedir (241). Kaynaklarda, çiğneme kuvvetlerinin hesaplanmasına yönelik pek çok çalışma yer almıştır. Ludwig (242), anterior dişler bölgesindeki ortalama ısırma kuvvetinin 140 N olduğunu, ancak kuvvetin, dişin uzun aksına  $30^\circ$  açıyla gelmesi durumunda bu değer 200 N'a ulaşabileceğini bildirmiştir.

Konuyla ilgili diğer çalışmalarda, posterior alanda maksimum ısırma kuvvetleri 200-880 N arasında değişmektedir (90, 238, 241), Kiliaridis ve ark. (243) molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin erkekler için 807 N, kadınlar için 650 N olduğunu bildirmişlerdir. Bu araştırmada kullanılan tam seramik kuronlardan elde edilen kırılma dayanıklılığı değerlerinin tümü, ifade edilen en yüksek çiğneme kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Monolitik ve çift katmanlı zirkonya seramik kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirildiği bu çalışma sonuçlarına göre;

1. Tüm gruplardan, marjinal uyum açısından, literatürde kabul edilen klinik sınır değerinin altında ölçüm değerleri elde edilmiştir.
2. Marjinal uyum değerleri incelendiğinde iki farklı yapım yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Monolitik zirkonya örnekler daha düşük değerler göstermiştir.
3. Monolitik zirkonya örneklerine ait kırılma direnci değerleri klinik beklenti seviyelerinden oldukça yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde; monolitik zirkonya ve zirkonya altyapılı kuron grupları, her iki basamak tipinde hem marjinal uyum hem de kırılma direnci değerleri açısından klinik beklentiyi karşılayacak düzeyde bulunmuştur. Özellikle monolitik zirkonya restorasyonların yüksek kırılma direnci değerleri göz önünde bulundurularak, gerek in vitro gerek in vivo çalışmalarla farklı parametrelerin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237–44.
2. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia–ceramic and metal–ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 553–60.
3. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703–4.
4. Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini C. GSP-made Ca-PSZ for Biomedical Applications. 3rd Symposium on ceramics in medicine. 1990.
5. Dion I, Bordenave L, Levebre F. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* 1994; 5: 18–24.
6. Torricelli P, Verne E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, et al. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials* 2001; 22: 2535–43.
7. Lohmann CH, Dean DD, Koster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials* 2002; 23: 1855–63.
8. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1): 31-41.
9. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2): 134-43.
10. Rosenblum MA, Schulman, A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(3): 297-307.
11. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 72-4, 76-8, 80-4.
12. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.
13. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.

14. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-5.
15. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J* 2011; 30(3): 281–5.
16. Sornsuvan T, Ellakwa A, Swain MV. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. *Dent Mater* 2011; 27(November (11)): 1127–34.
17. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006; 30(2): 45-53.
18. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials, 12th ed., WB Saunders, Philadelphia. 2013; 291, 451.
19. Guazzoto 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(5): 449-456.
20. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*. 2002; 23(7): 637-41, 644, 646.
21. Lindemann W. Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK* 5: 280-85, 2000. in: Stamouli, K. Smeeckens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2006; 61: 621-626
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(4): 1-25.
23. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045-5052.
24. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253- 261.
25. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin N Am*. 2004; 48(2): 531-544.
26. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998; 14(1): 64-71.

27. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989; 23(1): 45-61.
28. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243- 262.
29. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89-106.
30. Filser, F.T. Direct ceramic machining of dental restorations. Ph. D. Thesis. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich, 2001.
31. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195- 206.
32. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: A clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 551- 558.
33. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L. ve ark. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988; 523, 234-256.
34. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18-32.
35. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effects of stres- induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; 13, 1464-1470.
36. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-238.
37. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004; 20: 655–662.
38. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 985-994.
39. Evans AG, Heuer AH. Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stres fields. *J Am Ceram Soc* 1980; 63, 241-248.

40. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2008 March 24; 289-298
41. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res.* 1994; 28: 619-624.
42. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials.* 1998; 19(16): 1489-1494.
43. Heuer, A.H. Stability of tetragonal ZrO<sub>2</sub> particles in ceramic matrices. *Journal of American Ceramical Society* 1982; 65, 642-650.
44. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New YTZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med.* 1997; 8(2): 113–118.
45. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc.* 1996; 79: 2331–2340.
46. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO<sub>2</sub>-3mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> determined by Vickers indentation. *Scripta Mater.* 1996;34: 809–814.
47. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 2007; 330-332, 1263-1266.
48. Zhu ZW, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200C to 350C in air. *Scripta Materialia* 1999; 40(11), 1229-1233.
49. Swab, J.J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; 26, 6706-6714.
50. Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 2006; 27(4), 535-4.
51. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. ve Swain, M.V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials* 2005; 21, 454-63.
52. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426–33.
53. Ardlin B.I. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges chemical sability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002, 18: 590–595.

54. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA. ve Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006; 96, 154-164.
55. Deville, S., Chevalier, J. ve Gremillard, L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; 27, 2186-2192.
56. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dental Technology-Yearbook USA 2005*, Quintessence Publ, Chicago 2005; 28: 169-184.
57. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89-106.
58. Filser, F.T. Direct ceramic machining of dental restorations. Ph. D. Thesis. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich, 2001.
59. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 2000; 1: 94-112.
60. Yin, L. ve Huang, H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol* 2004; 8, 21-37.
61. Curtis AR, Wright AJ, ve Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; 34, 195-206.
62. Manicone, P.F., Rossi-Iommetti, P. ve Raffaelli, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007; 35(11), 819-826.
63. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association* 2006; 137(9), 1289-1296.
64. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. 1999; 2(1): 9-35.
65. Beuer F, Schweiger J, ve Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9), 505-511.
66. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res* 2014; 58, 208-216.
67. Kern M, Wegner SM. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2: 139-47.

68. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 430-436
69. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res* 2006; 77: 28-33.
70. Ozcan M, Dündar M, Çömlekoğlu M.E. (2012). Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. *J Adhes Sci Technol* 2012; 1-21.
71. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006; 8: 175-181
72. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23: 45-50.
73. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont* 2011; 20: 84-92.
74. Chen L, Suh BI, Kim J, Tay FR. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. *Am J Dent* 2011; 24: 79-84.
75. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27: 71-82.
76. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, Marchi GM. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2009; 27: 473-479.
77. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005; 21: 1158-1162.
78. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-362.
79. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurements of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(4): 405-408.
80. Abbate FM, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989; 61(5): 527-531.

81. Lui JL. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1980; 149(2): 43-45.
82. Sorensen JA, Torres TJ, Kang SK, Avera SP. Marginal fidelity of ceramic crown crowns with different margin designs (abstract 1365) *Journal of Dental Research.* 1990; 69: 279.
83. Suarez MJ, Villaumbrosia PG, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera Allceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(3): 229-232.
84. Anusavice KJ. *Philips science of dental materials.* 11th edition, Elsevier Science Company, USA, 2003: 606, 607, 692, 693.
85. Wanersk DJ, Sobczak KP, Monaco JG, McGivney GP. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(3): 289-292.
86. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(6): 747-753.
87. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 2th ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1981: 419, 420, 434.
88. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Bresciano M, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(6): 585-590.
89. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6): 554-560.
90. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(4): 376-384.
91. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1988; 164(2): 39-42.
92. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 595-601.
93. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995; 11(2): 103-110.
94. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(2): 183-189.
95. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(6): 602-609.
96. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000; 28(7): 529- 535.

97. Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(3): 297-304.
98. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(2): 167-171.
99. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002;29(10): 951-955.
100. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(4): 361-369.
101. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5): 540-547.
102. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(3): 223-229.
103. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater.* 1999; 15(5): 359-362.
104. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of allceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1): 15-22.
105. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(7): 678-683.
106. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984-991.
107. Vikisözlük. Monolitik nedir?. <http://tr.wiktionary.org/wiki/monolitik>.
108. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013; 29: 1201-1208.
109. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont.* 2012; 4: 76-83.

110. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings \_ a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009; 25: 121-128.
111. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006; 22: 857-863.
112. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont.* 2008; 17: 9-13.
113. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J.F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012; 28: 449-456.
114. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 770-777.
115. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 1141-1150.
116. Mclean JW, Jeansonne EE, Chiche GJ, Pinault A. All-ceramic crowns and foil crowns in: Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics.* Chicago:Quintessence, 1994: 97-113
117. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2000; 10(2): 79- 89.
118. Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation Marginal fit of a new ceramic foil crown system. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(5): 766-770.
119. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5): 594-599.
120. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of in-ceram, IPS empress and procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(5): 478- 484.
121. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In-vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6): 699-707.
122. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspatic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(2): 169-177.

123. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxidepartially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(7): 682–688.
124. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6): 652-661.
125. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J.* 2000; 45(2): 103-107.
126. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In-vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(5): 387-391.
127. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical consideration for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodon Rest Dent.* 2005; 25:213-9.
128. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J.* 2008; 27:362-7.
129. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H. The marginal fit of cerestore full ceramic crowns a preliminary report. *Quintessence Int.* 1985; 6: 399-402.
130. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(7): 582-593.
131. Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(9): 636-645.
132. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M (b). Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil1: Systeme ohne zusatzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. *ZWR* 110: 747-754; 2001; in: Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schöne C, Quaas S, Walter M *Int J Comput Dent.* 2002; 5(2-3): 165-176.
133. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(4): 363-376.
134. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6): 561-569.

135. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In-vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6): 699-707.
136. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(3): 255- 262.
137. 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. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(2): 154-160.
138. Philip G.K, Burkle C.E. Compressive strengths of conventional, twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(2): 215-220.
139. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003; 15:469-476.
140. Boudrias P. The yttrium tetragonal zirconia polycrystals(Y-TZP) infrastructure: The new chapter in the search for metal framework replacement.*J Dent Quebec.* 2005; 42: 172-176.
141. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1999; 81: 23-32.
142. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 1989, 62: 536-541.
143. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *Journal of Prosthodontics.* 2000; 9: 201-209.
144. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2005; 93: 551-558.
145. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(2): 131-135.
146. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005; 18: 60-5.
147. Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pretreated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials,* 2009, 25: 392-399.

148. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater.* 2007; 23(4): 506–512.
149. Palacios RP, Johnson GP, Phillips KM, Raigrodski AJ. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(2): 104-114.
150. Raigrodski AJ. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6): 557-562.
151. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent.* 2010; 104: 216-227.
152. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia based ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2011; 105: 108-114.
153. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008; 21: 398-399.
154. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: Zirconia three unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2009; 13: 343-349.
155. Subaşı S, Öztürk N, İnan Ö, Bozoğulları N. Evaluation of marginal fit of two all ceramic copings with two different finish lines. *Eur J Dent.* 2012; 6: 163-168.
156. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in-vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 250-257.
157. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14 unit zirconia fixed dental prostheses retainers. *J Oral Rehabil.* 2009; 36: 142-149.
158. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Von Steyren PV. The fit of cobaltchromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011; 27: 356-363.
159. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium oxide based ceramic four unit fixed partial dentures generated with three different CAD-CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008; 17: 621-626.
160. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010; 37: 283-291.
161. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD-CAM processing routes for zirconia restorations: Influence on fitting accuracy. *Clin Oral Invest.* 2011; 15: 527-536.

162. Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011; 30: 97-102.
163. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: A prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7: 111-120.
164. Euan R, Alvares OF, Termes JC, de Barbera MB, Azevedo SG. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparation with two different finish line. *J Prosthodont.* 2012; 21: 291-295.
165. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101: 239-247.
166. Akbar JH, Petrie CS, Mary P. Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD-CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont.* 2006; 15: 155-163.
167. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal ceramic crowns. *J Prosthodont.* 2007; 16: 233-237.
168. Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S. Influence or firing cycles on the marginal distortion of 3 all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 346-355.
169. Van Noort R. *Introduction To Dental Materials.* 2nd Edition. Mosby, England. 2002; 231-246.
170. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* Quintessence, 3rd edititon, Chicago. Çeviren: Ünsal K, Üşümez A. Quintessence Yayıncılık, İstanbul. 1997; 117, 127, 128130, 149-151, 279, 309.
171. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD-CAM fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009; 40: 243-250.
172. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD-CAM all ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 244-248.
173. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Adaptation of all ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011; 27: 1119-1126.

174. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation on the fit of procera copings Int J Prosthodont 1998; 11(6): 580-590.
175. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In-vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003; 90(5): 459-464.
176. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera Allceram crowns with four cements. Int J Prosthodont. 2004; 17(5): 529-535.
177. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. Int J Prosthodont. 2003; 16(6): 587-592.
178. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil. 1997; 24(12): 871-881.
179. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. J Adv Prosthodont. 2011; 3: 196-203.
180. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent. 2000; 83: 40-49.
181. McLean J.W, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique Br Dent J. 1989; 131(3): 107-111.
182. Dittmer M, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. Acta Biomater J. 2009; 5, 3231-9.
183. Kohorst P, Brinkmann H, Li J. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci 2009; 117:319-325.
184. Hmedat SJ, Ibraheem AF. A comparison of Vertical Marginal Fit of three different types of All-ceramic crown restoration. J Bagh Coll Dentistry. 2013; 25(1): 43.
185. Kyu-Bok, Charn-Woon, Kyo-Han and Tae-Yub. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. Dent Mater J. 2008; 27(3): 422-6.
186. Penwadee L, Edwin K, Gerard J Ch, Markus B B. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on procera R - Alumina Crowns, J Prosthodont. 2009; 18: 162-6.

187. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*. 2010; 52(4): 531-9.
188. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J*. 2007; 26: 659-64.
189. Farid F, Hajimiragha H, Jelodar R. In Vitro Evaluation of the Effect of Core Thickness and Fabrication Stages on the Marginal Accuracy of an All-Ceramic System. *J Dent*. 2012; Vol. 9, No. 3: 188-94.
190. Arcasoy A: *Seramik Teknolojisi*, Marmara üniversitesi yayınları, İstanbul, 1983.
191. Allen EP, Bayne SC, Brodine AH, Cronin RJ., Donovan TE., Kois JC, Summit JB. Annual review of selected dental literature. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(1): 60-88.
192. Luthy H, Filser F, Gauckler L, Scharer P. High reliable zirconia bridges by direct ceramic machining process (DCM). *J Dent Res*. 1998; 77:762 Abstr. No. 1045.
193. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*. 2004; 25(14): 2885–2892.
194. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011; 55: 333-352.
195. Andreiuolo RF, Sabrosa CE, Dias KR. Dual-scan technique for the customization of zirconia computer-aided design/ computer-aided manufacturing frameworks. *Eur J Dent*. 2013; 7: 115-118.
196. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007; 35: 819-826.
197. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008; 36: 316-321.
198. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, et al. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012; 107: 163-169.
199. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heatpressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014; 111: 443-447.
200. Strub JR. Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 47: 566-571. in: Stamouli, K. Smeekens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2006; 61: 621-626.

201. Probst L. Klinische Erfahrung mit vollkeramischer Zahnersatz-Ein Ruckblick. In: Kappert HF (Hg) Vollkeramik: Werkstoffkunde-Zahntechnik-Klinische Erfahrung. Quintessenz Verlag, Berlin. 1996; 103-116. in: Stamouli, K. Smekens, S. Att, W. Strub, J. R. Fracture resistance of three unit zirconiumdioxide posterior fixed partial dentures. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006; 61: 621-626.
202. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dualaxis chewing simulator. J Oral Rehabil. 1999; 26(5): 372-378.
203. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all porcelain restorations current considerations. Int J Prosthodont. 1989; 2(1): 13-26.
204. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansona S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength and chemical solubility of core porcelains for all ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2001; 14(3): 284-288.
205. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all ceramic materials. Int J Prosthodont. 1999; 12(1): 28-37.
206. Oram DA, Davies EH. Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. J Prosthet Dent. 1984; 52(2): 221-230.
207. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Wachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56: 90-98; 2001; in: Rudolf Marx, Franz Jungwirth, Per-Ole Walter. Threshold intensity factors as lower boundaries for crack propagation in ceramics. Biomed Eng Online 2004; 3: 41.
208. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995; 8(3): 239-246.
209. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure Tests on Dental Ceramics. Int J Prosthodont. 1996; 9(5): 434-439.
210. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. Dent Mater. 1995; 11(2): 142-146.
211. Castellani D, Bacetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different material in crown construction. J Prosthet Dent. 1994; 72(4): 360-366.
212. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1999.

213. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res.* 1990; 69(12): 1791-1799.
214. Baker PS, Clark AE. Compositional Influence on the strength of dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(3): 291-297.
215. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont.* 1996; 9(6): 563-571.
216. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 349- 355.
217. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002; 33(6): 415-426.
218. Stephan M. Beschichtungsverhalten von Verblendkeramiken auf Dentalkeramiken. Diplomarbeit Tübingen, Germany: Eberhard-Karls-Universität Tübingen; 1996; in: Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina—advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7: 113-119.
219. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005; 21(5): 476-482.
220. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005; 33(1): 9-18.
221. Filser F, Luthy H, Kocher P, Scharer P, Gauckler LJ. Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence Dent Technol.* 2003; 1: 28-41.
222. Zesewitz TF, Dent M, Knauber W, et al. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2014; 27: 264-266.
223. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015; 73: 602-608.
224. Johansson C, Kmet G, Rivera J, et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014; 72: 145-153.
225. Kok P, Kleverlaan CJ, Jager N, et al. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 59-66.
226. Sun T, Zhou S, Lai R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 35: 93-101.

227. Niklas Nordahl, Per Vult von Steyern, Christel Larsson. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of Oral Science*, Vol. 57, No. 3, 255-261, 2015.
228. Taiseer A.S, Aous A.A, Terence E.D., Lyndon F.C, Ricardo W. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent* 2016 Volume 116, Issue 3, Pages 436–439.
229. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub J. R. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation *J Oral Rehabil.* 2006; 33(11): 827–832.
230. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract.* 2005; 6(4): 54-63.
231. Lameira D.P, Silva W.A.P, Silva F.A, DeSouza G.M. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed Research Int* 2015; 1-7.
232. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent* 2012; 108(2): 96-101.
233. Ramos G.F, Monteiro E.B, Bottino M.A, Zhang Y, Marques de Melo R. Probability of three designs of zirconia crowns. *Int. J. Periodontics Restor. Dent.* 2015; 35, 843–849.
234. Lan T.H, Liu P.H, Chou M.M, Lee H.E. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 2016; 115: 76-83.
235. Øilo M, Kvam K, Gjerdet N.R. Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar. *J. Prosthet. Dent.* 2016; 115: 630-636.
236. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft F.P, Von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J. Adv. Prosthodont.* 2016; 8: 30–36.
237. De Boever JA, McCall WD, Jr, Holden S, Ash MM, Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent.* 1978; 40: 326-333.
238. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--A review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *Oral Rehabil.* 1976; 3(1): 57-67.
239. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(1): 99-109.

240. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977; 35(6): 297-303.
241. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(2): 226-229.
242. Ludwig K. Investigation of fracture resistance of full porcelain crowns. *Dental Labor.* 1991; 39(5): 647-651.
243. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg H, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. A crosssectional study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(5): 323-331.



# ÖZGEÇMİŞ

Soyadı, Adı : KARA Damla

Uyruğu: T.C.

Doğum yeri ve tarihi : İzmir- 09.04.1989

Telefon: 0 555 726 07 47

E-mail: damlaq\_214@hotmail.com

Yabancı Dil: İngilizce

## EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet tarihi
Yüksek	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği	2012
Lisans	Fakültesi	

## İŞ DENEYİMİ

Yıl	Yer/Kurum	Ünvan
2013-2016	Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araş. Gör.

## AKADEMİK YAYINLAR

### ESERLER

#### 1. BİLDİRİLER

##### A) Uluslararası Kongrelerde Yapılan Bildiriler

1. YILMAZ BAYKAL, DAĞ ONUR DOĞAN, KARA DAMLA Dudak damak yarıklı bir

hastanın sabit bölümlü protez ile rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. İzdo Uluslararası Bahar Sempozyumu (Poster)

2. KARA DAMLA, ÖZKAN GÖKHAN, YILMAZ BAYKAL, AKIN FETİYE (2015). Ektodermal displazili hastanın protetik rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. 22. İzdo Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi (Poster)

3. YILMAZ BAYKAL, AKIN FETİYE, KARA DAMLA, DİNÇ GÜL, TOPTAŞ ALI (2015). Diş sert doku anomalilerinde farklı tedavi yaklaşımları: 2 Olgu Sunumu. 22. İzdo Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi (Poster)

4. AKIN FETİYE, KARA DAMLA, YILMAZ BAYKAL, DİNÇ GÜL (2015). Rehabilitation of anterior teeth: report of two cases. 19th International Congress of Esthetic Dentistry (Poster)

5. YILMAZ BAYKAL, KARA DAMLA, ULUGÜZEL GÖRKEM, DEMETOĞLU UMUT (2015). Geniş kron harabiyeti ve apikal enfeksiyona sahip alt 1.molar dişin multidisipliner tedavisi. İzdo Uluslararası Bahar Sempozyumu (Poster)

6. YILMAZ BAYKAL, AKYIL MUSA ŞAMİL, KARA DAMLA (2014). Dezenfeksiyonun ölçü materyallerinin boyutsal stabilitesi üzerine etkileri. 20. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (Poster)

7. YILMAZ BAYKAL, DİNÇ GÜL, KARA DAMLA (2016). Dentinogenezis imperfektalı hastanın protetik rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. 22. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (Poster).

8. AKIN FETİYE, DİNÇ GÜL, KARA DAMLA, DEMİRÇAL AYSUN (2016). Minimal invasive esthetic restorations with direct composite resin: two case report. 21<sup>st</sup> Congress of Bass (Poster).

9. DEMİRÇAL AYSUN, DİNÇ GÜL, KARA DAMLA, AKIN FETİYE (2016). Esthetic treatment approach for anterior teeth: two case reports. 21<sup>st</sup> Congress of Bass (Poster).