



**T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**CAD/CAM SİSTEMLERİYLE ÜRETİLMİŞ İKİ YARI SAYDAM,
MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONUN KLİNİK
UYUMLAMA PROSEDÜRLERİNİN MATERYALİN OPTİK VE
MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. CANSU TOR

**DANIŞMAN
Prof.Dr. SAİP DENİZÖĞLU**

**İKİNCİ DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Emin Orkun OLCAY**

Mayıs,2022

ONAY SAYFASI



BEYAN

Bu tezin bana ait olduğunu, tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, içinde yer alan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, kullanmış olduğum bütün bilgilere kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin yürütülmesi ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Cansu TOR

İçindekiler

Sayfa No

İç Kapak	
Onay Sayfası	
Beyan.....	iii
Teşekkür.....	iv
İçindekiler	v
Simge/sembol ve Kısaltmalar Listesi.....	viii
Tablo Listesi.....	x
Şekil Listesi.....	xi
Resim Listesi.....	xii
Türkçe Özet ve Anahtar Kelimeler	xiii
İngilizce Özet ve Anahtar Kelimeler.....	xiv
1.Giriş ve Amaç	1
2.Genel Bilgiler.....	3
2.1.Zirkonyanın Tarihçesi	3
2.2.Zirkonyanın Mikro Yapısı	4
2.2.1.Non – Stabil Saf Zirkonya	4
2.2.2.Parsiyel Stabilize Zirkonya	5
2.2.3.Tam Stabilize Zirkonya.....	6
2.3.Dış Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Materyalleri.....	6
2.3.1.Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA).....	6
2.3.2.Magnezyum Stabilize Parsiyel Zirkonya (Mg-PSZ).....	7
2.3.3.İtriyum ile Stabilize Zirkonya Polikristali (Y-TZP).....	7
2.3.4.Yeni Nesil Monolitik Y-TZP Materyalleri	8
2.4.Y-TZP’nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	10
2.4.1.Tanecik boyutu ve şekli	10
2.4.2.Stabilize edici oksit miktarı.....	10
2.4.3.Sıcaklık ve nem.....	11
2.4.4.Zaman.....	11
2.4.5.Materyale uygulanan aşındırma ve yüzey işlemleri.....	12
2.5.Zirkonyanın Üretim Şekilleri	13

2.5.1.Yeşil Zirkonya (Green stage)	13
2.5.2.Tam Sinterlenmiş Zirkonya (Hot Isostatic Pressing)	13
2.5.3.Yarı Sinterlenmiş Zirkonya (Non-Hot Isostatic Pressing)	13
2.6. Zirkonya Restorasyonların Üretimi.....	14
2.6.1.Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim.....	14
2.6.2.Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim Sistemleri.....	16
2.7.Monolitik Zirkonya Restorasyonlar.....	16
2.7.1.Monolitik Zirkonya Materyallerinin Genel Özellikleri.....	18
2.7.2.Monolitik Zirkonya Materyallerinin Renklendirilmesi.....	19
2.7.3.Monolitik Zirkonya Endikasyonları.....	20
2.7.4.Monolitik Zirkonya Kontraendikasyonları	21
2.7.5.Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları	21
2.7.6.Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları.....	22
2.8.Zirkonya Restorasyonlarda Suni Yaşlandırma.....	23
2.9.Translusensin Ölçülmesi	25
2.10.Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi.....	26
2.10.1.Profilometre Analizi.....	26
2.10.2.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Değerlendirmesi	27
2.11.Bükülme Dayanım Testleri	27
2.11.1.Tek Eksenli Bükülme Dayanım Testleri	28
2.11.2.İki Eksenli Bükülme Dayanım Testleri.....	28
3.Gereç ve yöntem	30
3.1.Örneklerin Hazırlanması	30
3.2.Deney Gruplarının Oluşturulması	35
3.2.1.Sinterize Grup	35
3.2.2.Aşındırma Grubu.....	36
3.2.3.Aşındırma ve Polisaj Grubu	37
3.3.Örneklerin Translusens Özelliğinin Ölçülmesi	38
3.4.Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	39
3.5.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	39
3.6.Bükülme Dayanımı Testi	40
3.7.İstatistiksel Analiz.....	42
4.Bulgular.....	43
4.1.Translusens Özelliğinin Değerlendirilmesi.....	43
4.2.Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	45

4.3.Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi	46
4.4.Bükülme Dayanım Testinin Değerlendirilmesi	55
5.Tartışma, Sonuç ve Öneriler	58
5.1.Tartışma.....	58
5.2.Sonuç.....	70
5.3. Öneriler	70
6.Kaynakça.....	71
7.Özgeçmiş.....	85
8.İntihal Raporu.....	86



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

Ca: Kalsiyum

CAD/CAM: Computer Aided Desing / Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri)

CaO: Kalsiyum Oksit

Ce: Seryum

CeO_2 : Seryum Oksit

cm: santimetre

dk: dakika

GPa: Giga Pascal

gr: gram

HfO_2 : Hafniyum Oksit

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)

kV: kilo volt

LTD: Low Temperature Degredation (Düşük Isı Bozunması)

MAD/MAM: Manuel Destekli Tasarım / Manuel Destekli Üretim Sistemleri

Mg: Magnezyum

MgO: Magnezyum Oksit

mm: milimetre

MPa: Mega Pascal

N: Newton

nm: nano metre

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SiC: Silisyum karbür

STML: Super Translucent Multi Layer

TP: Translusens (Yarı Saydamlık) Parametresi

TSZ: Tam Stabilize Zirkonya

TZP: Tetragonal Zirkonya Polikristali

UTML: Ultra Translucent Multi Layer

Y-TZP: İttriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

Zr: Zirkonya

ZrO₂: Zirkonya oksit

ZrSiO₄: Zirkon

µm: mikro metre



TABLO LİSTESİ

Tablolar

Sayfa No

Tablo-1: Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blokların kimyasal içerikleri ve özellikleri.....	31
Tablo-2: Çalışma grupları	35
Tablo-3: TP değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları	43
Tablo-4: Yüzey pürüzlüğü değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	45
Tablo-5: Bükülme dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	56

ŞEKİL LİSTESİ

Şekiller	Sayfa No
Şekil-1: Çalışmada kullanılan çok katmanlı bloklardan elde edilen disk şeklindeki örnekler	32
Şekil-2: UTML ve STML gruplarının TP değerlerinin birbirleriyle ve alt gruplarla değerlendirmesi	44
Şekil-3: UTML ve STML gruplarının yüzey pürüzlüğünün birbirleriyle ve alt gruplarla değerlendirmesi.....	46
Şekil-4: STML S grubuna ait SEM görüntüleri	47
Şekil-5: UTML S grubuna ait SEM görüntüleri	48
Şekil-6: STML A grubuna ait SEM görüntüleri	49
Şekil-7: UTML A grubuna ait SEM görüntüleri.....	50
Şekil-8: STML AP grubuna ait SEM görüntüleri	51
Şekil-9: UTML AP grubuna ait SEM görüntüleri.....	52
Şekil-10: STML ve UTML gruplarının (x800) SEM görüntüleri.....	53
Şekil-11: STML ve UTML gruplarının (x1600) SEM görüntüleri.....	54
Şekil-12: İki eksenli bükülme dayanımının ana gruplar ve alt gruplar arası değerlendirilmesi.....	57

RESİM LİSTESİ

Resimler	Sayfa No
Resim -1: Çalışmada kullanılan çok katmanlı monolitik zirkonya bloklar.....	31
Resim-2: Çalışmada kullanılan freze cihazı.....	33
Resim-3: Çalışmada kullanılan sinter fırını	33
Resim-4: Çalışmada kullanılan kumpas.....	34
Resim-5: STML ve UTML bloklardan elde edilen bazı örnekler.....	34
Resim-6: Çalışmada kullanılan otoklav cihazı.....	36
Resim-7: Çalışmada kullanılan polisaj frezleri	37
Resim-8: Çalışmada kullanılan spektrofometre	38
Resim-9: Çalışmada kullanılan optik profilometre cihazı	39
Resim 10: Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu	40
Resim-11: Çalışmada kullanılan Universal Test Cihazı	41

ÖZET

TOR, C., DENİZÖĞLU S., Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, (2022). CAD/CAM Sistemleriyle Üretilmiş İki Yarı Saydam, Monolitik Zirkonya Restorasyonun Klinik Uyumlama Prosedürlerinin Materyalin Optik Ve Mekanik Özelliklerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, İstanbul.

Amaç: Bu in vitro çalışma monolitik zirkonya restorasyonlara uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin optik ve mekanik özelliklerine etkilerinin incelenmesi amacıyla yürütüldü. Materyal ve Metod: Çalışmada %4 mol itriyum oranına sahip, 4.nesil, Katana Super Translucent Multi Layered Zirconia® (STML) (Kuraray Noritake GmbH, Hattersheim, Germany) ve %5 mol itriyum oranına sahip, 3.nesil, Katana Ultra Translucent Multi Layered Zirconia® (UTML) monolitik zirkonya bloklar kullanıldı. Örnekler ISO 6872 standardına uygun olarak disk şeklinde üretildi. Sinterizasyon sonrasında çapları 15 mm, kalınlıkları 1.2 mm (aşındırma yapılacak örnekler 1.3 mm) olacak şekilde CAD/CAM üretim tekniği kullanılarak hazırlandı. Elde edilen örnekler rastgele üç gruba (sinterize, aşındırma, aşındırma-polisaj) ayrılarak yüzey işlemleri uygulandı. Örneklerle 134°C sıcaklıkta, 2 bar buhar basıncı ile otoklavda 1 saat yaşlandırıldı. Yaşlandırma sonrası tüm örneklerin TP ve Ra değerleri saptandı, taramalı elektron mikroskobu incelemeleri yapıldı ve üç top üzerinde iki eksenli bükülme dayanımı testi uygulandı. Veriler Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. Bulgular: UTML ve STML gruplarının her ikisinde de, sinterize alt grupların bükülme dayanımının, aşındırma ve aşındırma-polisaj alt gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edildi. UTML ve STML gruplarının her ikisinde de aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı, polisaj işleminin ise yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede azalttığı görüldü. TP değeri, STML ve UTML gruplarında aşındırma ve aşındırma-polisaj işlemleri sonrası istatistiksel düzeyde anlamlı derecede değişmedi. Sonuç: Klinik uyumlama prosedürlerinin monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü ve bükülme dayanımını etkilediği, translusens özelliklerini ise etkilemediği görüldü. Anahtar Sözcükler: monolitik zirkonya, klinik uyumlama, yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanımı.

ABSTRACT

TOR, C., DENİZOĞLU S. (2022). Evaluation of the Effects of Clinical Adaptation Procedures of Two Translucent, Monolithic Zirconium Restoration Manufactured With the Use of CAD/CAM Systems on the Optical and Mechanical Properties of the Material. PhD Thesis, Biruni University Graduate Education Institute, Istanbul.

Objective: In this in vitro study, it was aimed to examine the effect of surface treatments applied to monolithic zirconium restorations on the translucency, surface roughness, surface topography and bending strength of the material.

Materials and methods: In accordance with ISO 6872, a total of 126 samples of 15mm in diameter and 1.2mm (group to be grinded- 1.3mm) in thickness, were prepared in disc form from monolithic zirconium with two different yttrium ratios using Computer-aided design (CAD) and Computer-aided manufacturing (CAM). The samples obtained from STML and UTML blocks were randomly divided into three groups (sintered, etched, etched-polished) and surface treatments were applied. The samples were aged in an autoclave at 134°C, under 2 bar pressure, for 1 hour, then translucency parameters, surface roughness values were determined, scanning electron microscope (SEM) images were taken and biaxial flexural strength test was performed on three balls. Data were evaluated with Kruskal Wallis test and Mann Whitney U test with Benjamini-Hochberg correction.

Results: Comparing the subgroups for each of the STML and UTML groups, it was determined that the sintered subgroup had statistically significantly higher flexural strength than the grinding and grinding-polishing subgroups. In both the STML and UTML groups, griding increased the surface roughness, while polishing significantly decreased the surface roughness. In terms of other measures, no statistically significant difference was found between the STML and UTML groups.

Conclusion: It was determined that the clinical adaptation procedures affected the surface roughness and bending strength of monolithic zirconium and did not affect the translucency parameter. **Keywords:** monolithic zirconium, clinical adjustment, surface roughness, flexural strength.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinin önemli araştırma konularından biri diş eksikliğine bağlı olarak kaybedilen sert ve yumuşak dokuların hem estetik hem de mekanik olarak kabul edilebilir materyaller ile restore edilmesidir. Metal altyapılı seramik restorasyonların mekanik özellikleri en önemli avantajı iken, metalin korozyona uğraması, alerjik reaksiyonlara sebebiyet verebilmesi, kole bölgesinde zamanla korozyona bağlı renklenme görülebilmesi ve özellikle anterior bölgede estetiği sağlamanın zor olması araştırmacıları yeni materyal arayışına yönlendirmiştir.

Teknolojik gelişmelerin ve estetik beklentinin de artmasıyla son yıllarda metal destekli restorasyonlar açıklanan nedenlerle yerini zirkonya altyapılı seramik restorasyonlara bırakmıştır. Zirkonya hem mekanik özelliklerinin yeterli olması hem de estetik olarak kabul edilebilir olması yönüyle metal altyapılı seramik restorasyonlara iyi bir alternatiftir. 3Y-TZP oldukça opak olduğundan uzun yıllardır altyapı olarak kullanılmaktadır. Zirkonya altyapıya veneer porselen ile tabakalama yapılarak, doğal dişe benzer bir görüntü elde edilebilmektedir. Uzun süreli klinik takipler neticesinde, veneer porselen ile zirkon alt yapı arasında ayrılma, kırılma gibi komplikasyonlar bildirilmiştir (I. Denry & Kelly, 2014). Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla bilgisayar destekli olarak, tabakalamaya ihtiyaç duyulmadan sadece Zirkonya materyalinden üretilen monolitik zirkonya kronlar üretilmiştir. (F. Zhang et al., 2015)

Bilgisayar destekli tasarım/üretim sistemleri ile restorasyonun uyumu konusunda oldukça önemli ilerlemeler kat edilmiş olmasına rağmen, bazen okluzal ve aksiyel kontaklarda uyumlama gerekebilmektedir. Elmas frez veya abraziv taşlarla uyumlama yapıldıktan sonra, elmas infiltre lastiklere polisaj yapılarak klinikte tek seansta restorasyonlar tamamlanabilmektedir (Preis., Grumser, Schneider-Feyrer, Behr & Rosentritt, 2015).

Uyumlama prosedürleri zirkonyanın yüzeyinde hasara neden olarak, oluşan hasar mekanik gerilmeye sebep olur ve bir miktar faz dönüşümü (tetragonal →

monoklinik) meydana gelir. Faz dönüşümü materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmakta ve çatlakların büyümesini kolaylaştırabilmektedir (Pereira et al., 2016). Tetragonal fazdan monoklinik faza kendiliğinden dönüşüm, tanecik büyüklüğü 1 µm'nin üzerinde olduğunda gerçekleşir, yeni nesil monolitik materyaller hem tanecik boyutları azaltılmış, kübik faz içeriği artmış olduğundan kararlı yapılardır (Y. Zhang & Lawn, 2018a). Aşındırma ve polisaj işlemlerinin yeni nesil çok katmanlı monolitik zirkonya materyallerini nasıl etkilediği ile ilgili çalışmalar az olup, geliştirilmesi gerektiği önerilmektedir (De Souza et al., 2020a).

Hipotezimiz; aşındırma ve polisaj işleminin, yeni nesil çok katmanlı monolitik zirkonya materyallerinin translusens özelliğini değiştirebileceği, çift eksenli bükülme dayanımını ve yüzey topografisini etkileyeceği, elmas frez ile aşındırmanın yüzey pürüzlülüğünü arttıracak, polisaj işleminin ise pürüzlülüğü azaltacaktır.

Bu doktora tez çalışmasında, 3 ve 4. Nesil çok katmanlı monolitik zirkonya materyallerine uygulanan klinik uyumlama prosedürlerinin, ağız ortamını taklit eden yapay yaşlandırma prosedürü sonrası, yarı saydamlık, yüzey pürüzlülüğü, SEM görüntüleri ve bükülme dayanımı testlerinin incelenmesi ve karşılaştırılması hedeflenmektedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyanın Tarihçesi

Zirkonya, zirkon ($ZrSiO_4$) adı verilen bir silikat minerali olarak Avustralya ve Afrika'daki büyük yataklardan çıkarılan yumuşak, gümüş renkli bir metaldir. Zirkonya adını Arapçadaki 'zargon' kelimesinden almıştır, altın renginde anlamı taşımaktadır.

Zirkonya, periyodik cevtelin D grubuna ait bir geçiş elementidir Oda sıcaklığında gümüşümsü beyaz renklidir. Sembölü 'Zr', atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$, erime noktası $1852 \text{ }^\circ\text{C}$ ve kaynama noktası $3580 \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Doğada serbest metal olarak tek başına bulunmayıp, birçok değişik bileşikler halinde bulunabilir. Bilinen bileşikler Zirkonya silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve Zirkonya oksittir (ZrO_2)(Piconi & Maccauro, 1999).

Saf zirkonya ilk olarak 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth isimli bir kimyager tarafından elde edildikten sonra, ilk olarak 1960'lı yıllarda kalça eklem protezlerinde ve biyomateryal olarak kullanılmaya başlandı (Shen, Rawls & Esquivel-Upshaw, 2021).

1980'li yıllarda zirkonyaya magnezyum oksit, kalsiyum oksit, seryum oksit, itriyum oksit eklenerek oda ısısında stabilize edilmeye çalışılmıştır. 1990'lı yılların başında oda sıcaklığında stabil olan, Y_2O_3 ilave edilerek elde edilen "İtriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali" (Y-TZP) diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Chevalier, Deville, Münch, Jullian,Lair, 2004).

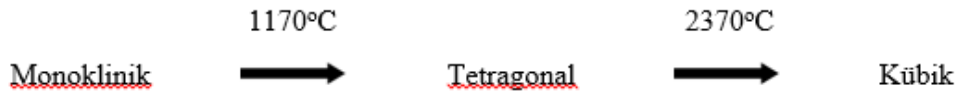
Zirkonya mekanik direnci yüksek ve sert bir materyal olduğu için, ortodontik braketlerde, kök-kanal postlarında, implant materyali ve abutment olarak, sonrasında ise kron-köprü protezlerinde altyapı olarak ve son yıllarda da monolitik olarak kullanılmaktadır (Kern & Wegner, 1998; Pihlaja, Näpänkangas,Raustia, 2016).

2.2. Zirkonyanın Mikro Yapısı

2.2.1. Non-Stabil saf Zirkonya

Zirkonya, oldukça küçük çaplı, ortalama 0,5 µm boyundaki taneciklerden oluşan polimorf yapıda bir metaldir. Polimorfik yapısı uygulanan sıcaklığa bağlı olarak değişebilir. Zirkonyanın kristal fazları üç tanedir: monoklinik, tetragonal, kübik

- Monoklinik faz (m): Zirkonya oda sıcaklığında bu fazda olup, 1170 °C 'ye kadar stabildir.
- Tetragonal faz (t): Zirkonya 1170 - 2370 °C arasında tetragonal fazdadır.
- Kübik faz (k): Zirkonya 2370 - 2680 °C aralığında kübik fazdadır (Piconi & Maccauro, 1999).



ZrO₂ sinterizasyon esnasındaki fırınlanma sırasında tetragonal fazdadır. Sinterizasyon sonrası soğuma esnasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçer. Bu faz değişimi sırasında materyalde % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Bu dönüşüm sırasında ortaya çıkan sıkıştırıcı stresler, materyalin dayanıklılığını arttırsa da hacim artışının kırıklara sebep olmaması için faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabil olduğu için, zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Bunun için materyale metal oksitler (kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya itriyum oksit) ilave edilmiştir, bu durum 'transformasyon fenomeni' adını alır (Piconi & Maccauro, 1999).

2.2.2.Parsiyel stabilize zirkonya

Zirkonyanın faz dönüşümleri esnasında oluşan hacim artışı, materyalde sıkıştırıcı streslere, buna bağlı olarak da çatlak oluşumuna sebep olur. Bu nedenle saf zirkonya tozuna stabilize edici oksitler (CaO , MgO , CeO_2 ve Y_2O_3) eklenerek, oda sıcaklığında stabil olan ‘Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)’ elde edilmiştir. Saf zirkonya, stabilize edici oksitler eklenmesiyle, 1170°C ’nin üzerindeki sıcaklıklarda tetragonal faza geçer. PSZ oda ısısında kübik ve tetragonal fazın karışımı şeklindedir (Christel, Meunier, Heller, Torre, Peille, 1989).

Parsiyel stabilize zirkonyanın yapısında monoklinik ve tetragonal kristaller az miktarda bulunurken, kübik kristaller çoğunluktadır. Zirkonya, cam faz içermeyen, polikristal yapıda bir katıdır (Piconi & Maccauro, 1999). Parsiyel stabilize zirkonyanın mekanik özellikleri, kübik matris içinde monoklinik fazın homojen dağılımı ile artmaktadır ve üstün mekanik özelliklerden dolayı bu yapı ‘çelik seramik’ adını almaktadır (Garvie & Nicholson, 1972).

Zirkonyanın üstün mekanik özellikleri ve dış kuvvetlere karşı dayanımını açıklayan iki teori mevcuttur:

- Isısal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın kristal fazları arasında ısısal genleşme katsayısı farkı mevcuttur. Kübik tanecikler için $10.5 \cdot 10^{-6}$ olan ısısal genleşme katsayısı, tetragonal tanecikler için $6.5 \cdot 10^{-6}$ dir. Aradaki bu fark sıcaklık değişimleri esnasında materyalin içinde çatlak oluşumuna sebep olur. Mikro çatlaklar yapıda iç basınç oluşumuna neden olurken, potansiyel büyük çatlakların enerjisini dağıtmaktadır (Piconi & Maccauro, 1999).

- İç stres oluşumu: PSZ ile yapılmış restorasyon ağız içinde kullanıldığında, içindeki kübik matrise zamanla baskı uygulanmaya başlar. Baskı sebebiyle yapı içindeki tetragonal tanecikler monoklinik faza dönüşür. Bu esnada yapıda %3-5’ lik hacimsel genişleme ile birlikte iç stres meydana gelir. Oluşan iç stres yapıdaki çatlakların ilerlemesini engeller. Zirkonyanın üstün mekanik dayanıklılığını sağlayan bu özelliğidir (Piconi & Maccauro, 1999).

2.2.3.Tam stabilize zirkonya

Saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ gibi toprak alkali metal oksitlerin ilavesiyle ‘Tam Stabilize Zirkonya (TSZ)’ oluşturulur. TSZ sadece kübik faz içerir ve tanecikler 2500°C’ sıcaklığa kadar stabildir. Tam stabilize zirkonya, yüksek kübik faz içeriğinden dolayı üstün fiziksel özelliklere sahiptir (Piconi & Maccauro, 1999).

Yttrium ile tamamen stabilize edilmiş zirkonya materyali, diş hekimliğinde kullanılmamaktadır. Ancak üstün mekanik özelliklerinden dolayı mühendislik alanında aşındırıcı olarak ve NASA’nın yakıt üretim çalışmalarında kullanılmaktadır (Denry&Kelly, 2008).

2.3.Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Materyalleri

2.3.1.Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonya ve alümina matris sistemleri, zirkonyanın bilinen faz değişimi özelliğinin avantajlı bir şekilde kullanılması için alümina ile birleştirilmesiyle oluşmuştur. In-Ceram Zirconia sistemindeki alüminyum oksite, %33 oranında seryum ile stabilize edilmiş zirkonya (12Ce-TZP) eklenerek elde edilmiştir. In-Ceram Zirconia, slip-cast ya da CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenebilmektedir. Yapı 1100°C’de 2 saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda yapının %23’ünü cam faz oluşturur. (Denry&Kelly, 2008)

Slip-cast tekniği ile hazırlandığında, minimum düzeyde büzülme olurken, porözitede artış ve mekanik özelliklerde zayıflama görülmektedir. CAD/CAM tekniği ile hazırlanması mekanik özelliklerinde iyileşme sağladığından, tavsiye edilmektedir (Guazzato, Quach, Albakry, Swain, 2005).

2.3.2.Magnezyum Stabilize Parsiyel Zirkonya (Mg-PSZ)

Saf zirkonyanın içine %8-10 oranında MgO ilavesi ile elde edilmektedir. MgO'in bükülme direncinin düşük olması, partikül boyutlarının büyük olması (30-60 μm), poröz yapısına bağlı olarak aşındırıcı özelliğinin fazla olması ve sinterleme ısısının (1680-1800°C) çok yüksek olması nedeniyle özel fırınlar gerektirmesinden dolayı özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanımı son yıllarda git gide azalmaktadır (Denry & Kelly, 2008; Piconi & Maccauro, 1999).

2.3.3.İtriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)

İtriyum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdaki zirkonya materyalleridir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların büyük bir kısmı Y-TZP formundadırlar. Bu form frezeleme ve sinterleme sonrası oldukça serttir ve güçlü fiziksel özelliklere sahiptir. Aşınmaya ve korozyona karşı dirençlidir. Isı iletkenliği düşük, elektrik yalıtımı yüksektir. Biyouyumludur, asit ve alkalilerin sebep olduğu korozyona karşı oldukça dirençlidir. (Piconi & Maccauro, 1999)

Y-TZP diş hekimliğinde ilk olarak 1990'lı yıllarda kök kanal postu olarak kullanılmıştır. Daha sonra implant destekli protezlerde abutment materyali olarak ve sabit protetik restorasyonlarda altyapı olarak kullanılmaya başlanmıştır (Heydecke, Butz, Hussein, 2002)(Heydecke, Butz, Hussein, Strub, 2002; Jeong, Ludwig, Kern, 2002).

Saf zirkonyaya stabilize edici oksit olarak %3 (ağırlıkça %5.2) mol Y_2O_3 eklenmesiyle oluşan 3Y-TZP, oda sıcaklığında tetragonal fazdadır. Y-TZP seramikler, çapı 0,2-0,5 μm olan eşit eksenli ZrO_2 grenler içermektedir ve yarı kararlı tetragonal faz, en sert ve en çok istenen formdur. Termal veya mekanik uyarılar sonucu tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşür. Bu dönüşüm ile materyalin fiziksel özellikleri artar (Lucas et al., 2015). 3Y-TZP ağırlıkça %0,25 alümina (Al_2O_3) içerir, 1

GPa' ı aşan bükülme dayanımına sahiptir. Bununla birlikte por ve gözeneklerden ışığın yansımaya sebep olur, yani opaktır. Bu sebeple altyapı olarak kullanımları uygundur, ancak bu kullanımda chipping ve delaminasyon oranı fazla olmaktadır (Christensen, 2009).

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir. Kritik partikül boyutu olan 1µm'den daha büyük partiküller yapının stabilitesini bozar ve tetragonal - monoklinik spontan faz değişimini hızlandırarak tetragonal fazın oranını düşürür. Partikül boyutunun azaltılması ise faz değişimini engelleyerek mekanik özellikleri zayıflatır. Bir çatlak kor yapıya doğru ilerlerken, çatlak ucu çevresinde tensile stress gelişir ve bu da tetragonal parçacıkları monoklinik hale getirir. Monoklinik partiküllerin boyutu daha büyüktür ve buna çatlak ilerlemesini önleyen ve böylece lokalize olarak kırılma tokluğunu artıran kompresiv stres eşlik eder (Denry & Kelly, 2008).

Transformasyon fenomeni, zirkonyanın bükülme ve gerilme direncini artırır. Bununla birlikte, aşırı cilalama, sıcaklık değişimleri ve gerilmeler sonucu çatlağın ucu etrafındaki basınç dayanımları aşılabildiğinden, çatlak zirkonyanın tamamen bozulmasına yol açan kor yapısına doğru ilerler. Bu nedenle, dönüşüm sertleşmesi ilk olarak dayanıklılığa faydalı olabilir, ancak nemli ortamlardaki yorulma kuvvetleri ve gerilmeler arttıkça, zirkonya dayanıklılığı azalır (Strub, 2009).

2.3.4.Yeni Nesil Monolitik Y-TZP Materyalleri

Monolitik zirkonya materyallerinin yapısı altyapı olarak kullanılan geleneksel zirkonyadan bazı farklılıklar göstermektedir. Teknolojinin ilerlemesiyle zirkonya daha saf olarak elde edilebilmiş, böylece yapıda görülen çatlaklar azalmıştır. Tanecik çaplarının küçülmesi ve daha homojen bir yapı elde edilmesiyle, ışık geçirgenliği artmış ve yapı düşük ısı bozunmasına daha dirençli bir hal almıştır (Krell, Hutzler, Thomas, 2009).

Konvansiyonel zirkonya materyallerinin tanecik boyutu ortalama 1 µm, yeni nesil monolitik zirkonya materyallerinin tanecik boyutu ortalama 0,2-0,8 µm'dir ve bu durum materyalin mekanik özelliğini zayıflatmaktadır (Klimke, Trunec, Krell, 2011).

Konvansiyonel materyallerdeki mekanik özellikleri arttıran organik bağlayıcılar, translusens özelliğini azaltmaktadır. Yeni nesil monolitik materyallerde yapı içerisindeki atomlar birbirlerinin içerisine geçer ve bağlayıcı kullanılmaz, bu sebeple renklendirme seçenekleri de fazladır (Zhang, Lee, Srikanth, Lawn, 2013).

Yeni nesil (ikinci nesil) 3Y-TZP materyali 3 mol, ağırlıkça % 4-6 oranında, Y_2O_3 ile içermektedir. Yapısında % 87-95 oranında ZrO_2 tanecikleri ihtiva eder. ZrO_2 taneciklerinin boyutları 0.2-0.8 μm 'dur ve % 10'un altında monoklinik faz içermektedir (Johansson, Rivera, Larsson, Steyern, 2014). Yapısında bulunan Al_2O_3 taneciklerinin sayısı ve büyüklüğü azaltılmış ve zirkonya tanelerinin sınırlarına yerleştirilmiştir, bu da daha yüksek bir ışık geçirgenliği ve yarı saydamlık ile sonuçlanmıştır. Sinterleme sıcaklığı arttırılarak, gözenekli yapı da azaltılmıştır. Bu materyaller posterior restorasyonlarda monolitik olarak kullanılabilir, ancak anterior restorasyonlar için yeterli estetiğe sahip değildir (Tong, Tanaka, Kaizer, Zhang, 2016).

Zirkonya restorasyonların translusens özelliğinin arttırılması amacıyla, %4 ve %5 mol İttriyum oksit (Y_2O_3) eklenerek, kübik faz içerikli 4Y-PZS ve 5Y-PSZ materyalleri elde edilmiştir. Bu materyaller Y-TZP yapısından farklı olup, kübik-tetragonal mikro yapıya sahip tamamen stabilize materyalleridir. Kübik içerik %50' den fazladır, materyalin yapısındaki kübik kristallerin miktarı ne kadar fazlaysa, yarı saydamlık da o kadar yüksek olur. Bununla birlikte, kübik kristallerin miktarının artması, eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu gibi mekanik özellikler üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir (Zhang, Inokoshi, Batuk, Hadermann, Naert, 2016).

3.Nesil zirkonya olarak adlandırılan 5Y-PZS, %5.4 mol (ağırlıkça ortalama %7.55) itriyum içermektedir. Gren büyüklüğü ortalama 4.05 (0.85 μm), kübik içeriği ortalama %75' dir. Kübik kristallerin daha düzenli olması ve gözenekli yapının azalması sebebiyle ışık iletimi geleneksel zirkonya materyallerine oranla %43 – 45 oranında artmıştır. 5Y-PZS yapısı 700 - 800 MPa eğilme mukavemetine ve 2,2 - 4 MPa kırılma tokluğuna sahiptir (Burgess, 2018; Kolakarnprasert, Kaizer, Kim, Zhang, 2019).

4.Nesil zirkonya olarak adlandırılan, 4Y-PZS, % 4.8 mol (ağırlıkça ortalama %6.7) itriyum içermektedir. Gren büyüklüğü ortalama 2.81 (0.17 μm), kübik içeriği

ortalama %65 oranındadır. 600 - 900 MPa eğilme mukavemetine ve 2,5 - 3,5 MPa kırılma tokluğuna sahiptir (Kolakarprasert et al., 2019).

2.4. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.4.1. Tanecik boyutu ve şekli

Y-TZP' nin tanecik boyutlarının artması faz değişimini tetikleyerek, kararlı yapının bozulmasına sebep olur. 1 μm ' dan büyük tanecikler materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. 0.2 μm 'dan küçük olan tanecikler ise tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü engeller ve materyalin kırılma dayanımı azalır (Chevalier, Deville, Münch, Jullian, 2004).

Taneciklerin ince grenli ve homojen olması, yapıda gözenek olmaması mekanik özellikleri olumlu etkiler. Gözeneklerin artması, materyalde oluşabilecek bir çatlağın da ilerlemesine sebep olarak, mekanik direnci düşürür (Matinlinna, Lassila, Özcan, Yli-Urpo & Vallittu, 2004).

2.4.2. Stabilize edici oksit miktarı

Stabilize edici oksit oranı ve zirkonya içinde homojen dağılımı faz dönüşümünü hızlandırmaktadır. Y-TZP materyalinin en yüksek fiziksel özellikleri yapıya 3 mol Y_2O_3 eklenmesi ile elde edilmiştir. Y_2O_3 oranının artması ile tetragonal faz oranı azalır, gren büyüklüğü artar ve materyalin kararlı yapısı bozulur, mekanik özellikler zayıflar. Y_2O_3 oranı % 8 mol ve üzerinde olduğu durumda faz değişimi gözlenmez. Yapı tamamıyla stabilize olur (Lughi & Sergo, 2010).

2.4.3. Sıcaklık ve nem

Sıcaklık artışı Y-TZP yapısındaki spontan faz dönüşümünü tetikler, bu durumda materyalin yarı kararlılığı kaybolur. Faz değişimi 200-300°C'lik bir ısı aralığında ve nem varlığında görülür. Nem tek başına zirkonyayı etkilemezken, yüksek sıcaklık ile birlikte faz değişim hızını arttırmaktadır (Denry & Kelly, 2008).

Materyalin 100-400 °C aralığındaki sıcaklıklara uzun süre maruz kalması ile faz değişimi görülmektedir ve bu duruma 'Low-Temperature Degradation (LTD)' denir. Düşük ısı bozunmasına nem de eşlik ettiğinde materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır (Isabelle Denry & Kelly, 2008; Muñoz-Saldaña, Balmori-Ramírez, Jaramillo-Vigueras, Iga, Schneider, 2003).

Parsiyel stabilize tetragonal kristaller, düşük sıcaklıkta bozulma (LTD) sonucu % 3-5 oranında genleşme ile kendiliğinden monoklinik faza geri dönebilir. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, düşük sıcaklıkta restorasyon yüzeyinden başlar ve daha pürüzlü bir okluzal yüzeye sebep olur (Denry & Kelly, 2008).

% 50'den fazla kübik faz içeren 3 ve 4. nesil zirkonya materyalleri, partiküllerin daha küçük olması sebebiyle, daha az düşük ısı bozunmasına uğrar ve materyalde reziduel stres az olduğundan, su korozyonu da sınırlıdır (Burgess, 2018; Papanagiotou, Morgano, Giordano, Poerber, 2006).

2.4.4. Zaman

Y-TZP cam faz içermeyen polikristal yapıda bir katı olduğundan, cam seramiklerde olduğu gibi tükürük ya da ağız içi stresler sebebiyle yapısının bozulması veya çatlak oluşması gibi durumlar meydana gelmez. Faz dönüşüm mekanizması sayesinde çatlak oluşumu görülmez ve dayanıklılık artar. Y-TZP cam faz içermediğinden yorgunluk görülmez, ancak zamanla ve faz dönüşümünün kontrolsüz artmasıyla yaşlanma görülebilmektedir. Yaşlanma sonucunda, yarı kararlı yapı

kaybolur ve mekanik özellikler de bozulur (Lughi & Sergo, 2010; Muñoz-Saldaña, Balmori-Ramírez, Jaramillo-Vigueras, Iga, 2003).

Y-TZP' nin düşük ısı bozunmasına uğramasıyla, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm başlar. Yüzeyde başlayan faz dönüşümü merkeze doğru ilerler, monoklinik taneciklerin sayısının artmasıyla mekanik özellikler zayıflar ve yapıda çatlaklar meydana gelir (Piconi & Maccauro, 1999).

Y-TZP'nin içindeki tetragonal – monoklinik taneciklerin oranı, yapıdaki Y_2O_3 miktarı ve sıcaklık ile ilgilidir. Zirkonyanın ağız ortamında yani tükürük sıvısı ve nem varlığında, üstün mekanik özelliklerini koruyabilmesi için monoklinik faz oranı en az % 10 olmalıdır (Chevalier, Deville, Münch, Jullian, 2004).

2.4.5 Materyale uygulanan aşındırma ve yüzey işlemleri

Y-TZP restorasyonlara uygulanan aşındırma, yüzey işlemleri, polisaj gibi işlemler materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Klinik uyumlama amacıyla yapılan aşındırma ve polisaj, simantasyon başarısının artması amacıyla yapılan kumlama, lazerle pürüzlendirme, asit uygulama gibi işlemler, tetragonal – monoklinik faz dönüşümünü tetikleyerek materyalin mekanik özelliklerini zayıflatılmaktadır (Ebeid, Wille, Salah, Wahsh, Zohdy et al., 2018).

2.5. Zirkonyanın Üretim Şekilleri

2.5.1. Yeşil zirkonya (Green stage)

Yeşil zirkonya bloklar, ısı kullanılmayan, şekillendirilmesi en kolay bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezler ile şekillendirilirler. Sinterizasyon esnasında meydana gelen hacimsel büzülmeyle tolere edilebilmek için %20-25 oranında geniş şekillendirilirler, çünkü sinterlendikten sonra yaklaşık % 20-30 oranında büzülmeyle uğrarlar. Yumuşak ve poröz olan materyal, sinterlenikten sonra daha sağlam bir yapı halini alır (Raigrodski, 2004).

2.5.2. Tam sinterlenmiş zirkonya (Hot Isostatic Pressing)

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar, su soğutması altında direkt olarak frezelenir. Şekillendirme için elmas uçlu frezler kullanılır. Tam sinterlenmiş zirkonya blokların kazınması, diğer bloklara göre daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir. Materyal tam sinterlenmiş olduğundan oldukça serttir, frezeleme işlemi sırasında mikro yapıda çatlaklar oluşabilmektedir. Bu sebeple blokların ön sinterleme ya da yarı sinterleme işlemleri gündeme gelmiştir. (Raigrodski, 2004).

2.5.3. Yarı sinterlenmiş zirkonya (Non-Hot Isostatic Pressing)

Bu teknikte frezeleme sonrası sinterleme yapılmaktadır ve sinterlemeden sonra %20 - 30 oranında hacimsel büzülme meydana gelmektedir. Freze işlemi tam sinterize bloklardan daha kolaydır, materyal bu aşamada daha yumuşak ve poröz

yapıdadır ve sinterleme sonrası dayanıklılığı artar. Dental uygulamalarda genellikle yarı sinterlenmiş bloklar kullanılmaktadır (Raigrodski, 2004).

Sinterleme sıcaklığı ve zamanı, materyalin tanecik büyüklüğü, kübik faz oranı ve itriyum dağılımını doğrudan etkiler. Yani sinterizasyon aşaması zirkonyanın mekanik ve optik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.

Sinterleme sıcaklığının artması ile tanecik büyüklüğü de artmaktadır. Daha büyük ve düzenli tanecikler ile ışık geçirgenliği artar, ancak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm de tetiklenir. Translusens özelliğın artması materyalin optik özelliklerini iyileştirirken, stabilitesini ve kromatizasyonu da olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Denry & Kelly, 2014).

2.5. Zirkonya Restorasyonların Üretimi

2.6.1. Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri verilerin tarayıcı uçlar kullanılarak elde edilmesi, bu verilerin sanal ortamda modelize edilmesi ve restorasyonların freze sistemleri ile üretimi esasına dayanır. Veriler bazı sistemlerde direkt hasta ağızında ağız içi tarayıcılar vasıtası ile taranarak elde edilirken, bazı sistemlerde hastadan alınan ölçü ya da ölçüden sağlanan alçı modelin taranması ile elde edilerek dijital ortama aktarılır. Aktarılan veriler doğrultusunda bilgisayar destekli yazılım programları ile üç boyutlu sanal modeller elde edilerek, restorasyonlar sanal olarak tasarlanır. Oluşturulan tasarımlar sisteme bağlı üretim cihazlarında bloklardan freze edilerek üretilir ve restorasyon elde edilir.

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri 1950-1960 yıllarında endüstri alanında, 1980’de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak 1985 yılında Moermann ve Brandestini adlı çalışmacılar tarafından CEREC sistemi üretilmiştir. (Karaalioğlu & Duymuş, 2008).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. Bu sistemler ayrıca maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında, implant destekli protezlerde dayanak olarak, kuron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de kullanılmaktadır (Çelik, Üşümez, Sarı, 2013).

CAD/CAM sistemi üç bileşen içerir :

-Tarayıcı: Sistemin veri toplayan bileşenidir. Ağız içindeki sert ve yumuşak dokular tarayıcı yardımıyla elde edilerek ve dijital ortama uygun şekilde sayısallaştırılır. Temelde üç farklı tarayıcı mevcuttur:

1. İntraoral tarayıcılar: Ağız içindeki dişler, sert dokular ve yumuşak dokular taranarak, görüntü dijitalize edilir.
2. Mekanik tarayıcılar: Ağız içi hazırlık sonrası konvansiyonel olarak alınan ölçümlerden elde edilen model üzerinde tarama yapılır. Tarama işlemi pin ya da iğnenin yüzeye teması ile gerçekleştirilir.
3. Optik tarayıcılar: Beyaz veya renkli ışık yardımı ile çalışma modelinin üç boyutlu olarak taranması esasına dayanır. Tarama triangulasyon prosedürü ile optik olarak gerçekleşir (Strub, Rekow, Witkowski, 2006).

-Yazılım (Software): Elde edilecek restorasyonların tasarımlarının ve ağız içi planlamanın yapılabildiği bilgisayar programı içeren bileşendir. Piyasada birçok yazılım mevcut olup, her birinde farklı tasarım ve üretim seçenekleri de mevcuttur. Sistem kullanıcısı yazılım programında var olan tasarımları kullanabilir ya da kendi tasarım oluşturarak üretim yapabilir (Matinlinna, Lassila, Özcan, Yli-Urpo & Vallittu, 2004).

-Donanım (Hardware): Yazılım sistemi ile kontrol edilebilen freze cihazlarını içeren bileşendir. Yazılım programında dizayn edilmiş restorasyon üretim aşamasına aktarılır ve hazır olarak bulunan bloklardan aşındırılarak üretilir. Tüm aşındırma bilgisayar destekli üretim ünitesinde gerçekleştirilir. Herhangi bir müdahale gerektiğinde, yetkili tarafından değişiklik yapılabilir (Tinscherta, Nattb, Hassenpflugb & Spiekermann, 2004).

2.6.2.Manuel destekli tasarım/manuel destekli üretim sistemleri

Zirkonya restorasyonların tasarım ve üretim aşamaları manuel olarak tasarım ve üretim sistemi kullanılarak da gerçekleştirilmektedir. Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim (MAD/MAM) sistemlerinde tasarım ve üretim işlemleri bilgisayar ortamında yapılmamaktadır. Tasarım işlemi ısıya dayanıklı bir model üzerinde modelaj yapılarak tamamlanır (Raigrodski, 2004).

Modelaj için rezin esaslı materyaller kullanılmaktadır. Sonrasında modelaj üretim cihazına yerleştirilir. Üretim cihazında yer alan mekanik lazer veya sensör yardımıyla tüm yüzeyler taranır. Yarı sinterize bloklardan makine yardımı ile elde şekillendirme yüzeylerin taranması ile eş zamanlı olarak gerçekleşir. Restorasyon kazındıktan sonra sinterize edilir ve homojen olarak büzülür (Mörmann & Bindl, 2002).

Bu sistemlere örnek olarak; Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) ve Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya) verilebilir.

2.7.Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Monolitik zirkonya seramikler; monoblok zirkonya, tam kontur zirkonya, full kontur zirkonya (full contour) veya anatomik kontur zirkonya gibi farklı isimlerle literatürde yer almaktadırlar (Cardelli, Manobianco, Serafini, Murmura, Beuer, 2016).

Metal altyapı üzerine tabakalama şeklinde uygulanan restorasyonlarda görülen kırılma, porselenin altyapıdan ayrılması, çatlak oluşumu ve metal alt yapının görünür olması gibi problemler sonrasında alternatif olarak üretilen zirkonya destekli seramik restorasyonlar, son yıllarda oldukça fazla kullanılmaya başlandı. Zirkonya oksit altyapılar ile doğal bir görünüm ve kabul edilebilir estetik sağlamak amacıyla altyapı üzerinde cam seramik porselen tabakalama gerektirir; ancak bunlarda da metal seramik ve cam seramik restorasyonlara göre çipping oranının daha fazla olduğu saptanmıştır (Zhang, Inokoshi, Batuk, Hadermann, Naert et al., 2016). Bununla birlikte, tabakalama

yöntemiyle işlenen cam seramiğin kırılmasının ya da parçalanmasının bu restorasyonların majör bir komplikasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır.

Zirkonya altyapı üzerine cam seramik tabakalanan restorasyonlarda görülen sorunlar için çeşitli çözümler bulunmaktadır:

- CAD / CAM ile üretilen veneer kuronlar,
- Fırınlama prosedürlerinin değiştirilmesi,
- Altyapı tasarımının değiştirilmesi.
- Zirkonyanın monolitik kullanılması.

Zirkonyanın yarı saydamlığının artırılması ve CAD / CAM teknolojisindeki gelişmelerin sonucu olarak, tabakalanmış cam seramik içermeyen tam konturlu, monolitik zirkonya restorasyonlar son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (Stober, Bermejo, Rammelsberg, Schmitter, 2014a). Monolitik kuron; tek bir materyal kullanılarak yapılan kuron anlamına gelmektedir ve popülaritesi git gide artmaktadır.

Monolitik zirkonya restorasyonlar ilk olarak posterior bölgede, özellikle tek kuronlarda, porselen çatlama problemini ortadan kaldırmak ve 0,5 mm kalınlıkta bile okluzal yüklere dayanma kabiliyeti nedeniyle, sınırlı interokluzal mesafeye sahip hastalarda kullanılmaya başlanmıştır (Nordahl, Vult von Steyern, Larsson, 2015). Sonrasında içeriklerindeki alümina miktarı düşürülerek daha translusent yapıda bir materyal ortaya çıkmış, çok katmanlı blokların da üretilmesiye estetik olarak oldukça kabul edilebilir restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır.

2.7.1.Monolitik zirkonya materyallerinin genel özellikleri

Monolitik zirkonya seramikler; stabilize edici oksit olarak itriyum oksit içeren, nanometrik mikroyapıda, rezidüel pörözite oranı azaltılmış, gren boyutları 40 nm'den düşük ve görünür ışığı yaklaşık % 50 oranında yansıtabilen yüksek estetik materyaller olarak kabul edilmektedir (Zhang & Lawn, 2018b).

Konvansiyonel zirkonya materyallerine % 0,25 oranında alümina ilave edilirken, yeni nesil materyallerdeki Al_2O_3 oranı % 0,05-0,1'e düşürülmüş, translusent özellik arttırılmış, bununla beraber Al_2O_3 oranına bağlı olarak hidrotermal stabilite de azalmıştır. Monolitik restorasyonlar direkt olarak oral sıvılar ile temasta olduğundan hidrotermal yaşlanma daha fazla önem taşımaktadır. Ayrıca tetragonal faz oranının azalıp kübik fazın artması ile transformasyon direnci düşmüş, dolayısıyla eğilme ve kırılma direnci azalmıştır (Denry & Kelly, 2008).

Konvansiyonel zirkonya materyallerinde 200 nm-1,5 μm arasında olan gren boyutları, monolitik zirkonya seramiklerinde 50-400 nm boyutlarındadır ve porözite minimum seviyededir. Zirkonyanın gren boyutları ve faz kompozisyonu, materyalin yaşlanma davranışını, yarı saydamlık ve mekanik özelliklerini etkiler. Gren boyutu düştükçe translusens artarken, yaşlanma direnci ve mekanik özellikler azalır (Denry & Kelly, 2008).

Dental restorasyonların yüzeylerinin pürüzsüz olması önemli bir basamaktır, yüzey pürüzlülüğünün artması, karşı dişleri aşındırabilmekte ve restorasyonların klinik performansını tehlikeye atabilmektedir. Glaze uygulanmış ve yeterli düzeyde polisaj yapılmış monolitik zirkonya materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde, polisajlı yüzeyin pürüzlülüğünün da az olduğu saptanmıştır (Heintze, Forjanic, Rousson, 2006). Zirkonyanın mine ve ya kompozit yüzeylerde aşınmaya sebep olmaması için, maksimum yüzey pürüzlülüğü 0,75 μm 'den küçük olmalıdır (Beuer, Stimmelmayer, Gueth, Edelhoff, Naumann, 2012).

Monolitik zirkonya restorasyonlar transformasyon fenomeni mekanizmasının bir sonucu olarak mükemmel bir mekanik dayanım ve üstün kırılma direnci sergilemektedir. Sağlıklı ve genç erişkinlerin posterior bölgede ısırma kuvveti ortalama 700 N (maksimum 900 N) iken, 0.6 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya

restorasyonların kırılma dayanımı ortalama 1308 N olarak bulunmuştur. Bu değer materyalin kalınlığı arttıkça artar ve 0,6 mm kalınlıkta bile dayanımı posterior dişlerdeki maksimum okluzal kuvvetlerden daha yüksektir (Abduo, Lyons, Bennamoun, 2014).

Zirkonya restorasyonlarda katastrofik (yıkıcı) kırılma olarak adlandırılan, tek bir noktadan başlayan çatlağın ilerlemesi ve kyonu direk parçalaması şeklinde kırılmalar sıklıkla meydana gelmektedir. Bu çatlaklar genelde cusp tepeleri ya da santral fossada meydana gelip, kyonu tamamen parçalar nitelikte görölmektedirler. Materyal kalınlığı arttıkça kırılma dayanımı da artan monolitik zirkonya kyonların ideal kırılma dayanımı sergilemeleri için, okluzal kuvvetlerin yanında lateral kuvvetler de göz önüne alındığında, önerilen kalınlık 1 mm'dir (Sun, Zhou, Lai, Liu, Ma, Zhou, Longquan., 2014).

Nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkilemezken, yüksek sıcaklıklar eşlik ettiğinde faz değişimi tetiklenir ve hızı artar. Bunun sebebi ise yüzeydeki ZrO_2 'in suyu absorbe etmesine bağlı yüzeyde biriken enerji ve spontan t-m faz değişimini tetiklemesidir (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, Bonfante, 2015).

Karşıt diş aşındırma etkileri incelendiğinde, yeni nesil monolitik materyallerin, birinci nesil zirkonya materyallerden çok daha az aşındırıcı etkiye sahip olduğu görölmüştür (Gundugollu, Yalavarthy, Krishna, Kalluri, Pydi et al., 2018).

2.7.2.Monolitik zirkonya materyallerinin renklendirilmesi

Zirkonya oldukça opak bir materyal olduğundan, monolitik zirkonya materyalleri ile iyi bir estetik ve doğal dişler ile renk uyumunu sağlamak zor olabilmektedir. Ancak teknolojinin ilerlemesi, materyalin optik özelliklerinin geliştirilmesi ile hem farklı renk seçeneklerine sahip hem de çok tabakalı ve renk geçişli monolitik zirkonya bloklar diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur.

Zirkonya restorasyonlar üretici firma tarafından farklı renklerde üretilmiş olabileceği gibi, şekillendirme sonrası da renklendirilebilmektedir.

Üretim aşamasında zirkonya tozuna renklendirici metal oksitlerin eklenmesi ve preslenerek blok haline getirilmesi, ‘ilave teknik’ adı verilen ilk yöntemdir. Bu bloklar çok katmanlı veya tek katmanlı olabilmektedirler ve yarı sinterize olarak piyasaya sunulmuşlardır. Çok katmanlı blokların üretiminde, parlaklık ve doygunluğu birbirinden farklı renklendirme solüsyonları bloğun istenen bölgelerine uygulanabilir ya da bloğun farklı tabakalarında partikül boyutları değiştirilerek yarı saydamlık ayarlanabilir (Yu & Park, 2019). Çok katmanlı monolitik materyaller üç veya dört tabakaya sahip olabilir, % 35 mine, % 15 geçiş tabakası, % 15 ikinci geçiş tabakası, % 35 dentin tabakası gibi.

Monolitik restorasyonların renklendirilmesinde kullanılan diğer yöntem, restorasyonun beyaz yarı sinterize bloklardan şekillendirildikten sonra, sinterizasyon öncesinde renklendirici solüsyona daldırılması veya solüsyonu fırça ile uygulanmasıdır. Renk solüsyonları asit ve su bazlı olabilmektedir. Asit bazlı solüsyonların uygulama esnasında asit yayması, su bazlı renklendiricilerin daha güvenli, uzun dönemde daha stabil olması sebebiyle su bazlı olan renklendirici solüsyonlar daha çok tercih edilmektedir (Nam & Park, 2017).

Monolitik zirkonya restorasyonların renklendirilmesinde kullanılan bir diğer yöntem de restorasyona sinterizasyon sonrası renkli solüsyonlar uygulanmasıdır. Hasta başında da uygulanabilen bu yöntem, renklendirme sonrası restorasyonun tekrar fırınlanmasını gerektirir (Tabatabaian, 2019).

2.7.3.Monolitik zirkonya endikasyonları

- Anterior sabit restorasyonlarda,
- Full-mouth protezlerde,
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Endodontik post ve kuron restorasyonlarında,
- İnley ve onley kuronlarda,
- İmplant üstü kuronlarda uygulanabilmektedirler (Moscovitch, 2015).

2.7.4.Monolitik zirkonya restorasyonların avantajları

- Biyouyumluluk,
- Bükülme dayanımının fazla olması,
- Yüksek translusensi ve estetik,
- Yüksek direnç ve boyutsal stabilite göstermesi,
- İnce gren boyutlarından dolayı intraoral polisaj işlemlerinin kolaylaşması,
- Minimal preparasyon gerektirmesi monolitik zirkonyanın avantajlarından bazılarıdır (Zhang et al., 2013).

2.7.5.Monolitik zirkonya restorasyonların dezavantajları

- Düşük ısı bozulmasına (LTD) bağlı ortaya çıkan monoklinik fazın varlığının kırılma direncini azaltması,
- Monolitik zirkonya kuronların klinik performansları ile ilgili çok az veri ve uzun dönem çalışma bulunması,
- Maliyetlerinin yüksek olması,
- Düzeltme işlemlerinde ve endodontik postların çıkarılmasında özel ekipman gerektirmesi (düşük basınç ve su soğutmalı elmas frezler)
- İnternal renklendirme işlemleri yapılamaması, yalnızca boyama yapılabilmesi,
- Tamir edilmesinin zorluğu ve bazen mümkün olmaması monolitik restorasyonların dezavantajlarından bazılarıdır (Ilie & Stawarczyk, 2014).

2.7.6.Monolitik zirkonya restorasyonlara uygulanan bitim işlemleri

Zirkonya restorasyonlar üretim sırasında frezeleme cihazlarında şekillendirilirler, sonrasında laboratuvar ortamında veya hasta başında restorasyonun okluzal veya aproksimal yüzeylerine döner aletlerle aşındırma yapılabilmektedir. Monolitik zirkonya restorasyonlara simantasyon öncesi ve düzenlemeler sonrasında glaze ya da polisaj işlemleri uygulanır. Tüm bu işlemler materyalin mekanik, optik, yüzey özelliklerini etkilemektedir (Khayat, Chebib, Finkelman, Khayat, Ali., 2018; Kosmač, Oblak, Jevnikar, Funduk, Marion, 1999; Lee, Choe, Heo, Lee, Son, 2016; Mohammadi-Bassir, Babasafari, Rezvani, Jamshidian, 2017).

Monolitik restorasyonların bloklardan kazınması sırasında kullanılan frezlerin gren sayısı ve yapısı, frez dönüş yönü, frezlerin keskinliği materyalin yüzey özelliklerini etkilemektedir(Vagkopoulou, Koutayas, Koidis & Strub, 2009).

Y-TZP' nin elmas frezlerle aşındırılması materyalin pürüzlüğünü artırır, bu da restorasyonu hem plak birikimine daha uygun hale getirir hem de karşıt dişte aşınmaya sebebiyet verir (Huh, Yang, Park, Cho., 2018). Aşındırma zirkonyayı iki şekilde etkileyebilir; ya aşındırma işlemi sonucu materyal yüzeyinde bir baskı stresi oluşur ve bükülme dayanımı artar, ya da aşındırma sonucu var olan yüzey kusurlarını tetikleyerek iç strese sebep olur ve materyalin mekanik özellikleri zayıflar (Luthardt, Holzhüter, Rudolph, Herold, Walter et al., 2004). Farklı etkilerin görülebilmesi yapılan aşındırmanın derinliğine, aşındırma hızına ve uygulanan kuvvete, kullanılan frezin gren boyutlarına, döner aletin devrine bağlı olarak değişebilmektedir (Kosmač, Oblak, Jevnikar, Funduk, 1999).

Zirkonyaya freze sonrası ya da döner aletler ile aşındırma sonrası polisaj ya da glaze işlemleri uygulanabilmektedir. Glaze, renklendirilmemiş cam partiküllerinin restorasyon yüzeyine işlenmesidir. Glaze, yüzeydeki porözite ve mikro çatlakları doldurarak, hem materyali güçlendirir hem de parlaklık sağlayarak plak birikimini azaltır (Yener, Ozcan, Kazazoğlu, 2011). Ancak glaze tabakası çok çabuk yıpranır ve pürüzlü zirkonya yüzeyi ağız ortamına açılmış olur, bu da zirkonyanın düşük ısı bozunmasını tetikleyebilmektedir (Shen, C., Rawls, H. R., & Esquivel-Upshaw, 2021)(Mohammadi-Bassir, Babasafari, Rezvani, 2017).

Ayrıca hasta başında yapılan düzenlemeler sonucu glaze tabakası kırılabilir ve tekrar glaze uygulaması gerekebilmektedir. Tekrarlanan fırınlama işlemleri hem glaze tabakasını hem de zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Mohammadi-Bassir, Babasafari, Rezvani, 2017).

Polisaj, aşındırıcılar kullanılarak pürüzsüz, parlak bir yüzey üretme işlemidir. Polisaj yapılacak materyalin özelliğine göre farklı sertliklerde, farklı şekillere ve gren boylarına sahip polisaj frezleri mevcuttur. Polisaj prosedürleri de yine materyal yüzey özelliğine göre farklı olabilmektedir (Goo, Yap, Tan, Fawzy, 2016).

Polisaj işlemi ile tekrarlanan fırınlama işlemleri ve ek seans problemleri elimine edilmiş olur, ancak parlak bir yüzey elde etmek için hasta başında harcanan zaman artar (Sasahara, Ribeiro, Cesar, Yoshimura, 2006). Ayrıca polisaj işlemi sırasında yüzeyde sıkıştırıcı stresler oluşur ve bu durum bükülme dayanımını arttırabilmektedir (Vagkopoulou, Koutayas, Koidis & Strub, 2009b). Zirkonya pürüzlü bir yüzeye sahiptir, karşıt dişi aşındırma riski yüksek olduğundan polisaj işlemi oldukça önem taşımaktadır. Ayrıca ağız ortamına açılması materyalin de düşük ısı bozunmasını, yani tetragonal fazdan monoklinik faza geçişini tetikler ve materyalin tanecikleri etrafında stres oluşur ve tanecikler yüzeyden ayrılmaya başlar, yani mekanik özellikler zayıflar (Chevalier et al., 1999).

Zirkonya sert bir materyal olduğundan, aşındırıcının elmas, SiC, Al₂O₃, ya da zirkonya olması tavsiye edilmektedir (Papanagiotou et al., 2006). Günümüzde zirkonya restorasyonların polisajı için, yüksek sertlikte farklı sistemler geliştirilmiştir (Huh et al., 2016).

2.8.Zirkonya Restorasyonlarda Suni Yaşlandırma

Ağız boşluğu soluk alıp verme ve beslenme esnasında sıcaklık değişimine uğramaktadır. Tekrarlayan ısı değişimleri de hem dişlerde hem de dental restorasyonlarda termal streslere neden olabilmektedir. Bu stresler çatlak oluşumunu uyurabilir ya da restorasyondaki boşluklara sıvıların giriş çıkışıyla hacimsel değişikliklere neden olabilir. Bir başka deyişle ağız içindeki sıcaklık değişimleri

restoratif materyalleri hem fiziksel hem kimyasal yönden olumsuz etkilemektedir (Ernst, Canbek, Euler, Willershausen, 2004).

Zirkonya restorasyonların hem yapım aşamaları boyunca hem de ağız içinde maruz kaldıkları kuvvet ve sıcaklık değişimlerinin, materyalin optik, kimyasal ve fiziksel özelliklerine etkisini incelemek amacıyla yapay yaşlandırma işlemi yapılmaktadır. Zirkonya materyaline otoklav yaşlandırma, ultraviyole yaşlandırma ya da hidrokimyasal yaşlandırma yöntemleri kullanılarak hızlandırılmış biçimde yapay yaşlandırma yapılabilir (Lughi & Sergo, 2010).

Sıcaklığın artması zirkonyanın t - m faz geçişini aktive etmekte ve nem varlığında da faz dönüşümü artmaktadır. Otoklav yaşlandırma işleminde sıcaklık, zaman ve buhar basıncı kontrol edilebilir faktörlerdir. Buharlı otoklavda ve yüksek sıcaklıklarda yapılan yapay yaşlandırma işlemi düşük ısı bozunması ve faz dönüşümünü etkilemektedir (Ernst et al., 2004).

Zirkonya materyalinin tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi için yaklaşık 106 kJ/mol termal aktivasyon enerjisi gerekmektedir. Zirkonya için otoklav ile yapay yaşlandırma işlemi için 122(±1)°C sıcaklık, 2 bar basınç ve 1 saat otoklav uygulaması yeterlidir (Chevalier 1999). Zirkonya materyalinin 2 bar buhar basıncı ve 134°C sıcaklıkta, 1 saat otoklav içinde bekletilmesi in vivo ortamda 2-3 yıla eşdeğerdir (Chevalier et al., 2004; Chevalier et al., 1999; Lughi & Sergo, 2010).

2.9. Translusens Özelliğın Ölçülmesi

Translusens özellik materyalin yansıttığı ve absorbe ettiğı ışık miktarıdır. Opasite ve transparanlık arasında bir derece olarak tarif edilebilmektedir (O'brien, 2002).

Opasite, materyalin ışığın absorbe edilmesini engelleme özelliğidir. Opak bir materyal büyük miktarını yansıtırken, az miktarını absorbe eder (Powers, 2006).

Translusens özelliğın artması ile yansıyan ışık miktarı azalmaktadır, bu durumda renk değeri (value) de azaltmaktadır (Fondriest, 2003).

Bir materyalin translusens değeri, translusensi parametresi (TP) ile belirlenir. Eşit kalınlıktaki iki materyalin siyah ve beyaz arka planda spektrofotometre ile renk ölçümleri arasındaki fark TP değeri verir. TP değeri artması, materyalin yarı saydam özelliğinin de arttığı anlamına gelir. TP değeri hesaplanması için, CIE L*a*b* sistemi üzerinden, şu formül kullanılır;

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

L_b, a_b, b_b; siyah arka planda ölçülen değeri, L_w, a_w, b_w beyaz arka planda ölçülen değeri ve ışık geçirmeyen, opak bir materyalin TP değeri sıfırdır (Lee, J. S., Kim, J. K., & Park, 2008; Paravina et al., 2002; Ryan, E. A., Tam, L. E., & McComb, 2010).

CIELAB Renk Sistemi

CIELAB Renk Sistemi, 1976 yılında Commission Internationale de l'éclairage tarafından geliştirilmiştir ve dış hekimliğinde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Seghi et al., 1986). CIELAB Sistemi'nde renk üç koordinatla tanımlanmaktadır: L*, a* ve b*. L* değeri rengin aydınlığını, parlaklığını veya siyah/beyaz karakterini temsil eder. A (+a; kırmızı, -a; yeşil) değeri rengin kırmızı-yeşil miktarını, b (+b; sarı, -b; mavi) değeri ise sarı-mavi miktarını temsil eder (Johnston, Ma, Kienle, 1995).

Rengin kromatik değeri a, b ile ifade edilirken akromatik karakteri L değeridir. Yani materyalin rengi L, a, b değeri ile tanımlanır. Renk değeri

sayısal ifadesi (ΔE) değeridir. Renk değişim formülü şu şekildedir (Chu, Paravina, Sailer, Mieleszko, 2018):

$$\Delta E = [(L1-L2)^2 + (a1-a2)^2 + (b1-b2)^2]^{1/2}$$

2.10.Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü incelemelerinde taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi nitel yöntemler, yüzey profili analizi gibi nicel yöntemlerin yanı sıra, yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu görüntülerinin elde edilebildiği atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılabilmektedir (Kakaboura, Fragouli, Rahiotis, Silikas, 2007).

2.10.1.Profilometre analizi

Profilometreler, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için kullanılan cihazlardır. Bu değerler belirlenirken, girinti ve çıkıntıları kaydeden, cihazın elmas ucu yüzey boyunca hareket ettirilir ve bazal çizgiden itibaren bütün sapmalar ölçülür, veriler hesaplanarak dijital ortamda kaydedilir.

Profilometre ile yapılan yüzey incelemelerinde en sık kullanılan parametre Ra değeridir. Bunun yanında Rpm ve Rz değerleri ile Rz:Rpm oranı da sıklıkla kullanılmaktadır. Ra değeri; ölçüm yapılan yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder. Ra değerinin ölçümü merkez çizgiye göre yapılır. Yüzeydeki bütün pürüzlülük mesafelerinin merkez çizgisine olan uzaklıkları ölçülür ve bu değerlerin ortalaması alınır. Rz; birbiri ardına gelen 5 yüksekliğin, tepe-vadi yüksekliklerinin ortalama değeridir. Rpm değeri; birbiri ardına gelen beş yüksekliğin, örneğin yüzeyinden derinlik seviyesi olarak ifade edilir. Küçük Rpm değeri; dar vadili ancak geniş tepeli yüzeyleri ifade eder, büyük Rpm değeri ise keskin ve sivri kenarlı yüzeyi ifade eder.

Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü yüzey şeklini ifade eder. Rpm: Rz oranı 0.5'den küçük ise yuvarlak kenarlı profil varlığını, 0.5'den büyük ise olması keskin kenarlı profil varlığını ifade eder (Whitehead, Shearer, Watts, 1995).

2.10.2.Taramalı elektron mikroskobu (SEM) değerlendirmesi

Taramalı elektron mikroskobunda görüntü elde edilirken, örneğe odaklanmış elektron demetleri gönderilir. Gönderilen elektron demetleri örnekten yansır ve çeşitli sinyaller üretir. Üretilen sinyaller sayesinde örnek yüzeyinin bileşimi ve görüntüsü ile ilgili veriler elde edilir.

Örnekler tarama öncesi sabitlenir, etanol içinde dehidrate edilir, kimyasal kurutma yapılır ve son olarak altın tabakası ile kaplanır. Sonrasında örneğe elektron demetleri gönderilir ve nokta nokta taranır. Bu esnada gönderilen elektronlar, yüzeydeki elektronlar ile etkileşime girer ve bir kısmının dağılmasına sebep olur. Dağılan elektronları algılayıcı toplanır ve görüntü oluşur. Algılayıcıda toplanan elektron sayısının fazla olması görüntünün parlak, az olması karanlık olmasına sebep olur (Dérand P & Dérand T, 2000; Whitehead, Shearer, Watts, 1995)

SEM analizi ile yüzey detaylarının ayrıntılı olarak incelenebilir, yüksek çözünürlükte ve detaylı olarak bilgi elde edilebilir. Yaşlanma ile meydana gelen yüzey değişiklikleri ve gren yapıları incelenebilir (Chevalier, 2006).

2.11.Bükülme Dayanım Testleri

Dayanıklılık, bir materyalin kırıldığı andaki en yüksek stres olarak tanımlanır. Tam seramikler gibi kırılma materyallerin eğilme dayanımı ölçümü mekanik özelliklerin değerlendirilmesi açısından önemlidir. Seramikler baskı kuvvetine oranla gerilim karşısında daha zayıftır. Çünkü yapılarında oluşan herhangi bir çatlağın

etrafında oluşan gerilim stresleri karşısında deformasyon göstermeye eğilimli materyallerdir. Seramik restorasyonların eğilme dayanımlarını belirlemek için tek ve iki eksenli eğme testleri kullanılmaktadır (Guazzato et al., 2002).

2.11.1.Tek eksenli bükülme testleri

- 3 nokta eğme testi
- 4 nokta eğme testi

Tek eksenli bükülme testleri, tek komponentli kırılğan materyallerin ve tabakalı seramik restorasyonların dayanımını değerlendirmek için kullanılabilmektedir. (Melsen & Verna, 2000)(Ban & Anusavice, 1990) Üç nokta eğilme dayanımı testi dikdörtgen şeklindeki materyallerin eğilme dayanımını belirlemek için kullanılabilmektedir. Üç nokta eğme testinde, yük örneğin ortasından uygulanır. Örnek silindir şeklindeki iki adet desteğin üzerine yerleştirilir ve dikdörtgen şeklindedir. Dört nokta eğme testinde yük iki noktadan uygulanır. Örnek silindir şeklindeki iki adet desteğin üzerine yerleştirilir, ancak yük desteklerin mesafesinin dörtte biri uzaklıktan uygulanır (Sakaguchi & Powers, 2012).

2.11.2.İki eksenli bükülme dayanımı testleri

- Üç top üzerinde piston
- Çember üstünde piston
- Çember üzerinde top
- Top üstünde çember
- Çember üzerinde çember

İki eksenli bükölme testlerinde, disk şeklindeki örnek, halka veya daire şekilde dizili olarak duran toplar ile alttan desteklenir. Alt kısımdaki halka veya topların merkezine bir piston ile kuvvet uygulanır.

ISO 6872 standardında dental seramiklerde bükölme dayanımının ölçümü için üç nokta bükölme testi ve üç top üzerinde piston testi önerilmiştir.

Üç top üzerinde piston testinde 3,2 ($\pm 0,5$) mm çapında çelik toplar kullanılır. Çelik toplar birbirlerine merkezden 120° açıyla konumlandırılır ve 10-12 mm çapında bir dairenin civarına konumlandırılır. Test uygulanacak örnek, çelik topların üzerinde tam ortada konumlandırılır. Örneğin merkezine düz uçlu silindir piston ile kuvvet uygulanır. Pistonun uygulayabileceği kuvvet 10 ile 1000 N arasında olmalıdır. Piston çapı 1,2-1,6 mm aralığında ve başlık hızı 1 ± 0.5 mm/dk olmalıdır (*International Organization for Standardization.*, 2008).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışması Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı, Erzurum Teknik Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı ve Özel 3D Dental Design Diş Protez Laboratuvarında yürütüldü.

3.1.Örneklerin Hazırlanması

Tez çalışmasında kullanılan monolitik zirkonya örnekler; Tablo-1’de özellikleri gösterilen, 4. Nesil A2 renk Katana Super Translucent Multi Layered (STML) ve 3. Nesil Katana Ultra Translucent Multi Layered (UTML) Zirconia®(Kuraray Noritake GmbH, Hattersheim, Germany) bloklardan üretildi. (Resim-1) Örnekler bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim tekniği ile disk şeklinde elde edildi. Disk şeklindeki örnekler International Organization for Standardization (ISO) 6872 standardı göz önüne alınarak, 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında hazırlandı (*International Organization for Standardization.*, 2008). Aşındırma yapılacak örnekler ise 15 mm çapında 1.3 mm kalınlığında hazırlandı.



Resim-1: Çalışmada kullanılan çok katmanlı monolitik zirkonya bloklar

Tablo-1: Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blokların kimyasal içerikleri ve özellikleri

	UTML	STML
ZrO ₂ + HfO ₂	87 – 92 %	88 – 93 %
İtiryum oksit (Y ₂ O ₃)	8 – 11 %	7 – 10 %
Diğer oksitler	0–2%	0–2%
Bükülme dayanımı	557 MPa	748 MPa
Termal ekspansiyon katsayısı	$9.7 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} K^{-1}$	$9.8 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} K^{-1}$
Translusens	43%	38%

Örnekler 15 x 1.2 mm ve 15 x 1.3 mm boyutlarında olacak şekilde, bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak (AutoCAD, Autodesk, Kalifornia, ABD) tasarlandı ve görüntüler STL (Stereolitografi) dosyası olarak kaydedildi. Kaydedilen STL dosyası Exocad (exocad GmbH, Align Technology, ABD) sistemine aktarıldı.

Sinterizasyon esnasında oluşabilecek hacimsel büzülme göz önüne alınarak, yaklaşık %20 oranında daha büyük tasarlandı.

Örnekler, inLab MC X5 (dry program; Sirona, Bensheim, Almanya) cihazında, 0.5, 1 ve 2.5 mm çapındaki tungsten karbid frezlerle (MCX5 Milling Bur, Sirona, Bensheim, Almanya) soft machine tekniği ile dikey kesitler alınarak hazırlandı.(Resim-2)( ekil-1)

Hazırlanan  rnekler son boyutları 15x1.2 mm ve 15x1.3 mm olacak şekilde, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak inFire HTC speed (Sirona, Bensheim, Almanya) fırınında 1550  C’de 2 saat süreyle bekletilerek sinterlendi (Resim-3). Sinterleme sonrası örneklerin oda sıcaklığında soğuması beklendi ve örnekler numaralandırıldı.



Şekil-1: Çalışmada kullanılan çok katmanlı bloklardan elde edilen disk şeklindeki örnekler

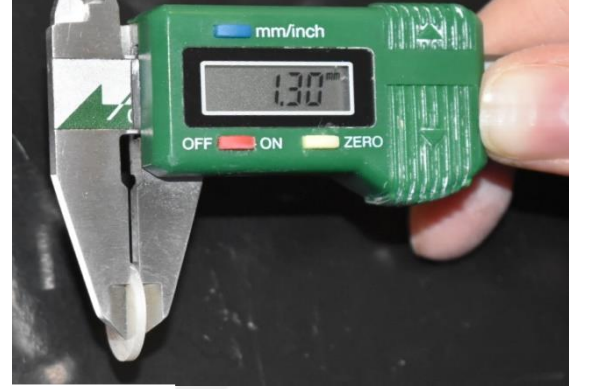
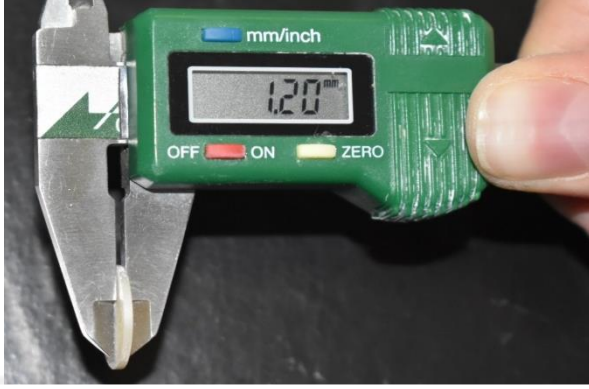


Resim-2: Çalışmada kullanılan freze cihazı

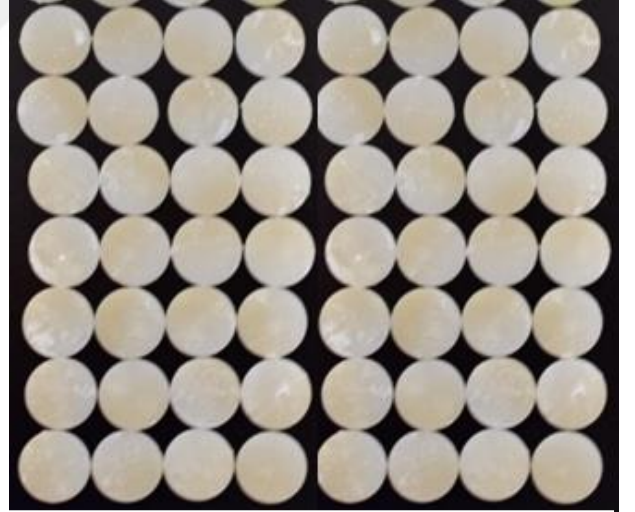
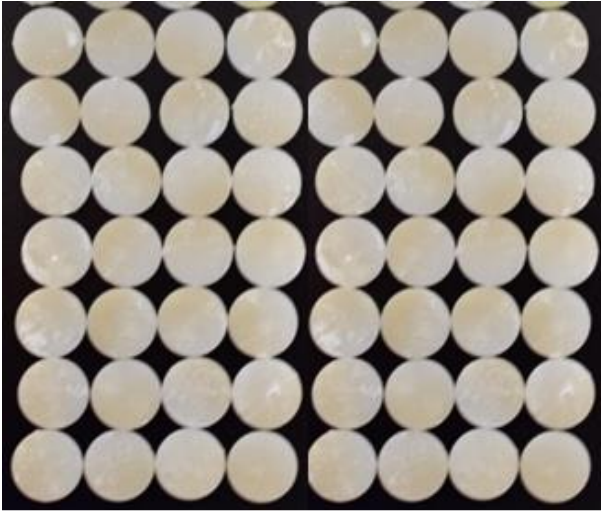


Resim-3: Çalışmada kullanılan
sinter fırını

Örnek kalınlıkları dijital kumpas (Insize 1111-100A Dijital Kumpas,Çin) ile ölçülerek kontrol edildi. (Resim-4) Her bir bloktan 63 adet olmak üzere, toplam 126 adet monolitik zirkonya örnek üretildi. (Resim-5)



Resim-4: Çalışmada kullanılan kumpas



Resim-5: STML ve UTML bloklardan elde edilen bazı örnekler

3.2.Deney Gruplarının Oluşturulması

İki farklı kimyasal yapıdaki monolitik zirkonyadan elde edilen 126 adet örnek, kimyasal yapılarına göre 2 (STML ve UTML) gruba, her bir grup da yapılacak işlemlere göre rastgele 3 alt gruba (sinterize, aşındırma, aşındırma ve polisaj) (n=21) ayrıldı. (Tablo-2)

Tablo-2: Çalışma grupları

	STML	UTML
Sinterize grubu (S)	SS	US
Aşındırma (A)	SA	UA
Aşındırma - Polisaj (AP)	SAP	UAP

3.2.1.Sinterize grup (S)

Bu gruptaki (21 adet STML ve 21 adet UTML) örneklerle sinterizasyon sonrası herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan, 2 bar buhar basıncı ve 134°C sıcaklıkta, 1 saat otoklavda (Tek-bal, İstanbul, Türkiye) bekletildi. (Resim-6) Zirkonya materyalinin 1 saat boyunca 2 bar buhar basıncı altında ve 134°C sıcaklıkta otoklavda bekletilmesi in vivo ortamda 2-3 yıla eşdeğerdir (Chevalier et al., 2004; Chevalier et al., 1999; Lughi & Sergo, 2010).



Resim-6: Çalışmada kullanılan otoklav cihazı

3.2.2. Aşındırma grubu (A)

Sinterleme sonrası 15x1.3 mm olan örneklerin (21 adet STML ve 21 adet UTML) aşındırılması için, monolitik zirkonya materyallerin uyumlanması için önerilen mavi bantlı 100 µm boyutlarında elmas partiküller içeren frezler (881Z4, Meisinger, Neuss, Almanya) kullanıldı. Aşındırma işlemi aeratör (Kavo Dental GmbH, Biberch, Almanya) kullanılarak su soğutması altında, aynı araştırmacı tarafından, 20000 rpmde, 0,1 mm olacak şekilde yapıldı (Mohammadi-Bassir, Babasafari, Rezvani, 2017). Her beş örnekten sonra frez değiştirildi. Her bir örneğin kalınlığı aşındırma sonrası dijital kumpas ile kontrol edildi. Aşındırılması tamamlanan örneklerle, SS ve US grupları ile aynı protokol uygulanarak, suni yaşlandırma işlemi yapıldı.

3.2.3. Aşındırma ve polisaj grubu (AP)

Sinterleme sonrası 15x1.3 mm kalınlığındaki örnekler (21 adet STML ve 21 adet UTML), SA ve UA gruplarındaki protokole uyularak, 0,1 mm aşındırıldı. Sonrasında her bir örneğe zirkonya polisaj kiti (EVE Diacera, EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) ile iki aşamalı olarak, standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı araştırmacı tarafından, mikromotor (Kavo Dental GmbH, Biberch, Almanya) ile polisaj yapıldı.

Polisaj işlemi için ilk olarak EVE Diacera DT-W14DCmf frezi, daha sonra DT-W14DC final frezi 10.000 min⁻¹ devirde kullanıldı (Resim-7). Polisaj işlemi ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca aynı yönde gerçekleştirildikten sonra, örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye devam edildi. Hem ön polisaj frezinde hem de final frezinde aynı prosedür takip edilerek, her bir örneğe toplamda 120 sn polisaj işlemi uygulandı. Kullanılan polisaj frezi beş örnek polisajı yapıldıktan sonra değiştirildi.

Örnekler, polisaj işleminden sonra hava-su spreysi ile yıkandı ve kurulandı. Ardından tüm örnekler kontrol ve aşındırma gruplarında olduğu gibi, 2 bar basınç altında 134°C' de, 1 saat boyunca otoklavda bekletildi ve suni yaşlandırma işlemi yapıldı.



Resim-7: Çalışmada kullanılan polisaj frezleri

3.3.Örneklerinin Translusens Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk ölçümleri Biruni Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma laboratuvarında bulunan spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad. Sackingen, Almanya) kullanılarak yapıldı. (Resim-8) Örnekler numaralandırıldıktan sonra, beyaz (w) ve siyah (b) arka planda cihazın toothsingle- tek ölçüm modunda ölçüldü. Ölçümler her bir diskin işaretli yüzeyinin tam ortasından, CIE L*a*b* renk sistemine göre yapıldı. Tüm ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapıldı ve elde edilen değerler kaydedildi. Translusens değeri aşağıdaki denkleme göre hesaplandı:

$$TP = [(Lb - Lw)^2 + (ab - aw)^2 + (bb - bw)^2]^{1/2}$$

Siyah arka planın L, a ve b değerleri $L^* = 8.9$, $a^* = -0.7$, $b^* = 1.2$; beyaz arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri ise $L^* = 96.3$, $a^* = 0.1$, $b^* = 1.9$ dur.



Resim-8: Çalışmada kullanılan spektrofotometre

3.4.Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

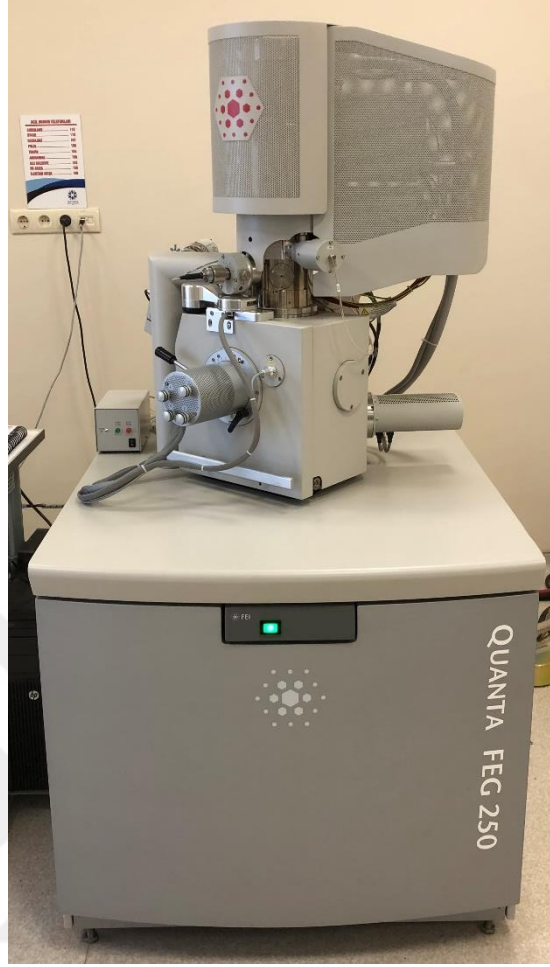
Yüzey pürüzlülük ölçümleri için, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde bulunan optik profilometre cihazı (Bruker-Contour GT 3D Profilometre) kullanıldı. (Resim-9) Örnekler üç boyutlu olarak tarandı ve Ra değerleri saptandı.



Resim-9: Çalışmada kullanılan optik profilometre cihazı

3.5.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her bir gruptan rastgele seçilen birer adet örneğin yüzey topografileri, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde, her hangi bir kaplama işlemi uygulanmadan taramalı elektron mikroskobunda (Quanta FEG 250, Tescan, Brno, Çekya) incelendi. Örnekler 5 kV'da $\times 400$, $\times 800$ ve $\times 1600$ defa büyütülerek görüntülendi ve elde edilen veriler kaydedildi. (Resim-10)



Resim-10: Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu

3.6.Bükülme Dayanımı Testi

Örneklerin iki eksenli bükülme dayanımı testi, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi. Örneklerin bükülme dayanımının ölçülmesi için üç top üzerinde piston tekniği kullanıldı. Bükülme dayanımı testi Universal Test Cihazında (Instron 3340, Wycombe, UK), gerçekleştirildi. (Resim-11) Metal bir platform üzerine 3mm çapında 3 adet çelik top yerleştirildi. Örnekler platformun merkezine yerleştirildi. Yükleme hızı 0.15 mm/dk olacak şekilde, 1.4 mm çapındaki basma uç ile gerilim uygulandı. Uygulanan gerilim sonucunda örneklerin Newton cinsinden üç top üzerinde kırılma değerleri kaydedildi. ISO 3872 standardı göz önünde bulundurularak, aşağıdaki denklem kullanıldı ve örneklerin bükülme dayanımı (MPa) hesaplandı (n=21):

$$\sigma = -0.2387P (X - Y) / d^2$$

σ : iki eksenli bükölme direnci (MPa)

P : maksimum kuvvet (N)

d : örneğin kalınlığı (mm).

X ve Y şu şekilde belirlenir:

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2 / r_3)^2 + [(1 - \nu) / 2] (r_2 / r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln (r_1 / r_3)^2] + (1 - \nu) (r_1 / r_3)^2$$

ν : Poisson'un oranı (0.25)

r_1 : Destek çemberinin yarıçapı (mm)

r_2 : Yükleme alanının yarıçapı (mm)

r_3 : Örnek yarıçapı (mm). (International Organization for Standardization., 2008)



Resim-11: Çalışmada kullanılan Universal Test Cihazı

3.7.İstatistiksel Analiz

Veriler ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) değerler ile özetlendi. STML ve UTML gruplarının her birinde alt grupların karşılaştırılması için Kruskal Wallis testi kullanıldı. Kruskal Wallis testi sonrası istatistiksel anlamlılık elde edildiğinde, farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek üzere post-hoc ikili grup karşılaştırmaları Benjamini-Hochberg düzeltmeli Mann Whitney U testi ile gerçekleştirildi. STML ve UTML gruplarının her biri Mann Whitney U testi ile alt gruplar düzeyinde birbiri ile karşılaştırıldı. $P < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Analizler R version 3.6.1 istatistiksel programla dili kullanılarak gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

4.1. Translusens Özelliklerinin Değerlendirilmesi

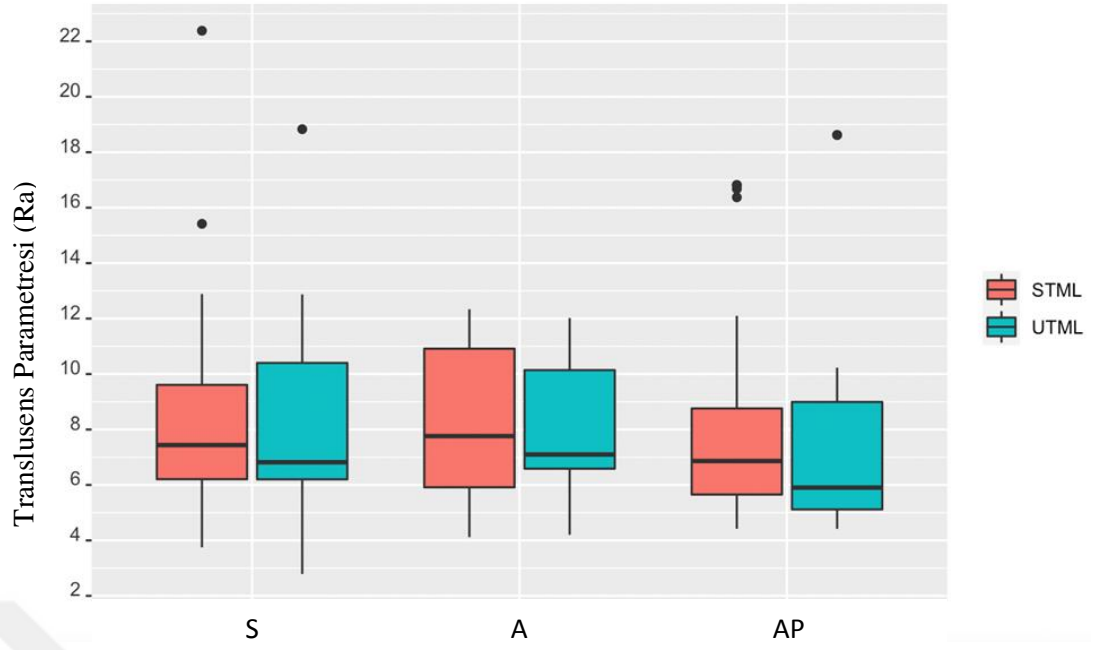
Translusens değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Kruskal Wallis testi kullanıldı. Sonuçlar Tablo-3’de gösterildi. Uygulanan aşındırma ve polisaj işlemlerinin örneklerin translusens özellikleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0.05$) saptandı.

Tablo-3: TP değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları

	STML	UTML	p
S	8.67 ($\pm$ 4.22)	8.43($\pm$ 3.61)	0.957 [¥]
A	8.18 ($\pm$ 2.95)	8 ($\pm$ 2.39)	0.978 [¥]
AP	8.7 ($\pm$ 4.37)	7.69 ($\pm$ 4.2)	0.245 [¥]
p	0.932 [£]	0.169 [£]	

¥: Mann Whitney U testi, £: Kruskal Wallis testi

Tablo-3’de yer alan veriler dikkate alındığında, TP değeri hem STML hem UTML örneklerde S gruplarında A gruplarından yüksektir. STML örneklerde, TP değeri AP grubunda en yüksektir. UTML örneklerde ise TP değeri AP grubunda en düşüktür. TP değeri her üç grupta da UTML örneklerde daha düşüktür. UTML ve STML örneklerin birbirleriyle ve alt gruplarla olan translusens değerlendirmesi Şekil-2’de gösterilmiştir.



Şekil-2: UTML ve STML gruplarının TP değerlerinin birbirleriyle ve alt gruplarla değerlendirmesi

4.2.Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Örneklerin Ra değerlerinin karşılaştırılması Kruskal Wallis testi kullanılarak yapıldı. Sonuçlar Tablo-4’de gösterildi. Örneklerle uygulanan aşındırma ve aşındırma-polisaj işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı oranda ($p<0.05$) etkilediği saptandı.

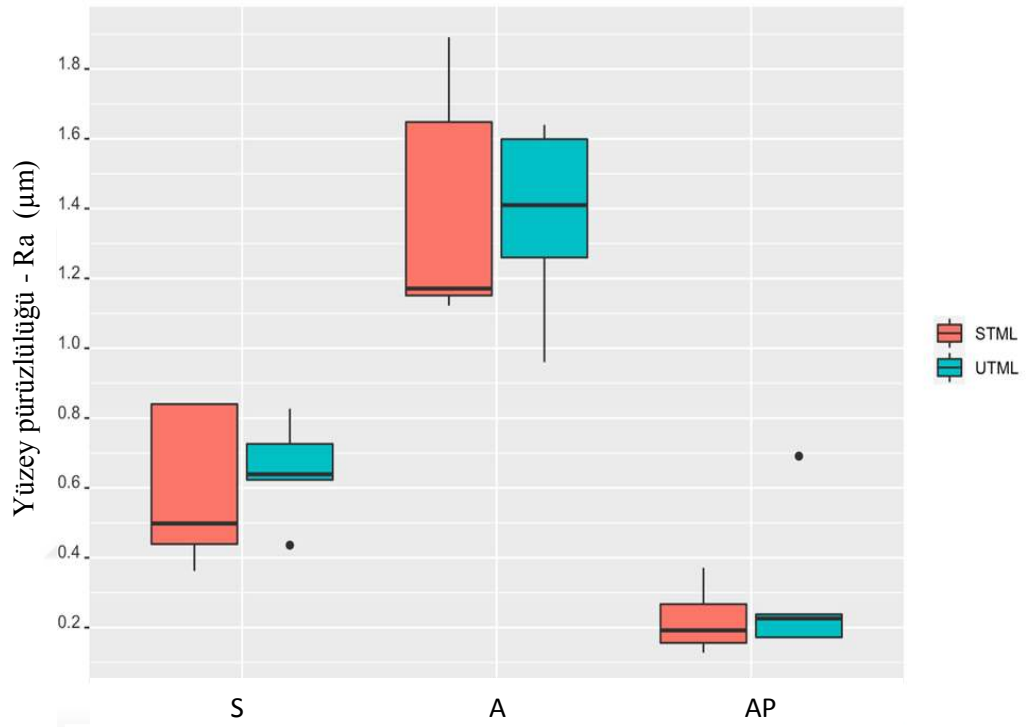
Tablo-4: Yüzey pürüzlüğü değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları

¥: Mann Whitney U testi, £: Kruskal Wallis testi, a: Kruskal Wallis testi sonrası post-hoc karşılaştırmalara göre sinterize gruptan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı, b: Kruskal Wallis testi sonrası post-hoc karşılaştırmalara göre aşındırma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı

	STML	UTML	p
S	0.6 ($\pm$ 0.23)	0.65 ($\pm$ 0.14)	0.917¥
A	1.4 $\pm$ (0.35) ^a	1.37 ($\pm$ 1.03) ^a	0.917¥
AP	0.22 ($\pm$ 0.1) ^{a,b}	0.3 ($\pm$ 0.33) ^{a,b}	0.602¥
p	0.002£	0.003£	

Tablo-4 incelendiğinde, hem UTML hem STML grubundaki örneklerde yüzey pürüzlüğü en fazla A gruplarında, en az AP alt gruplarında görüldü. Aynı yüzey işlemi uygulanan grupların Ra değerleri, STML ve UTML için benzerdir.

Kruskal Wallis testi sonrası post-hoc karşılaştırmalara göre; A ve S grupları için, $p(\text{STML})=0.018$, $p(\text{UTML})<0.012$; AP ve S grupları için $p(\text{STML})=0.021$, $p(\text{UTML})=0.022$; A ve AP grupları için $p(\text{STML})=0.017$, $p(\text{UTML})=0.012$ şeklindedir. UTML ve STML örneklerin birbirleriyle ve alt gruplarla yüzey pürüzlüğü değerlendirmesi Şekil-3’de gösterilmiştir.

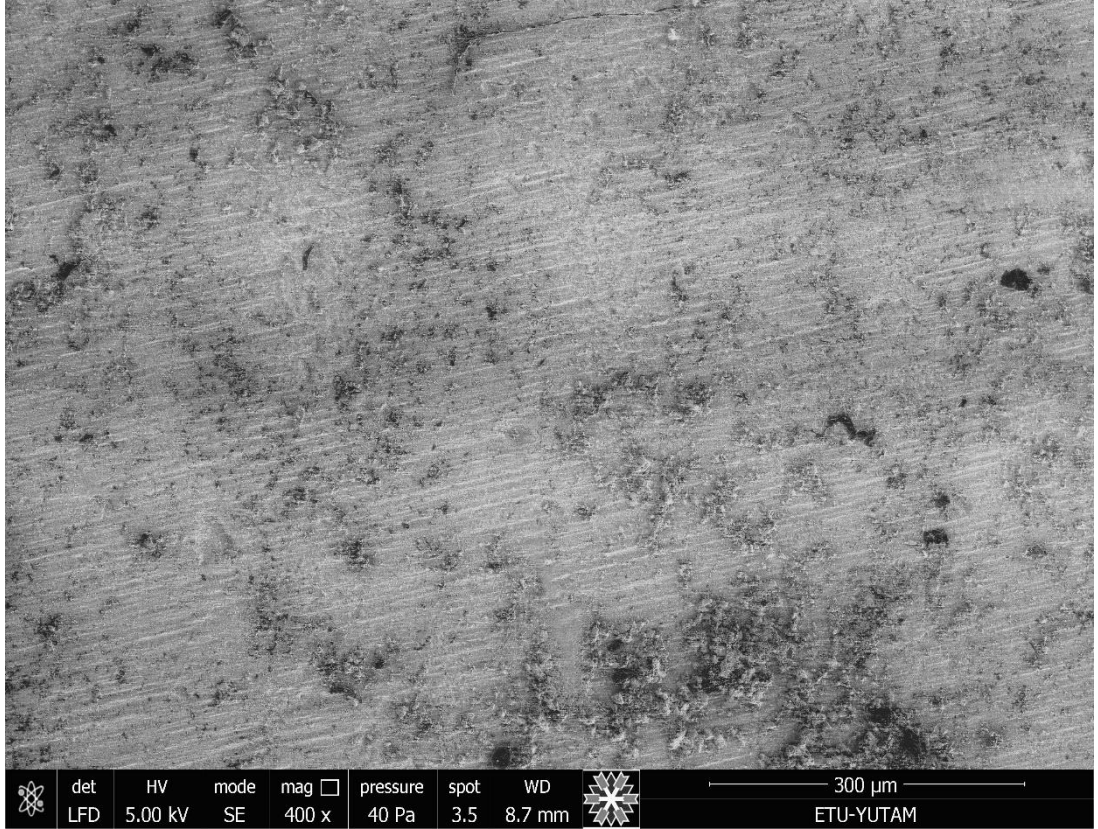


Şekil-3: UTML ve STML gruplarının yüzey pürüzlüğünün birbirleriyle ve alt gruplarla değerlendirmesi

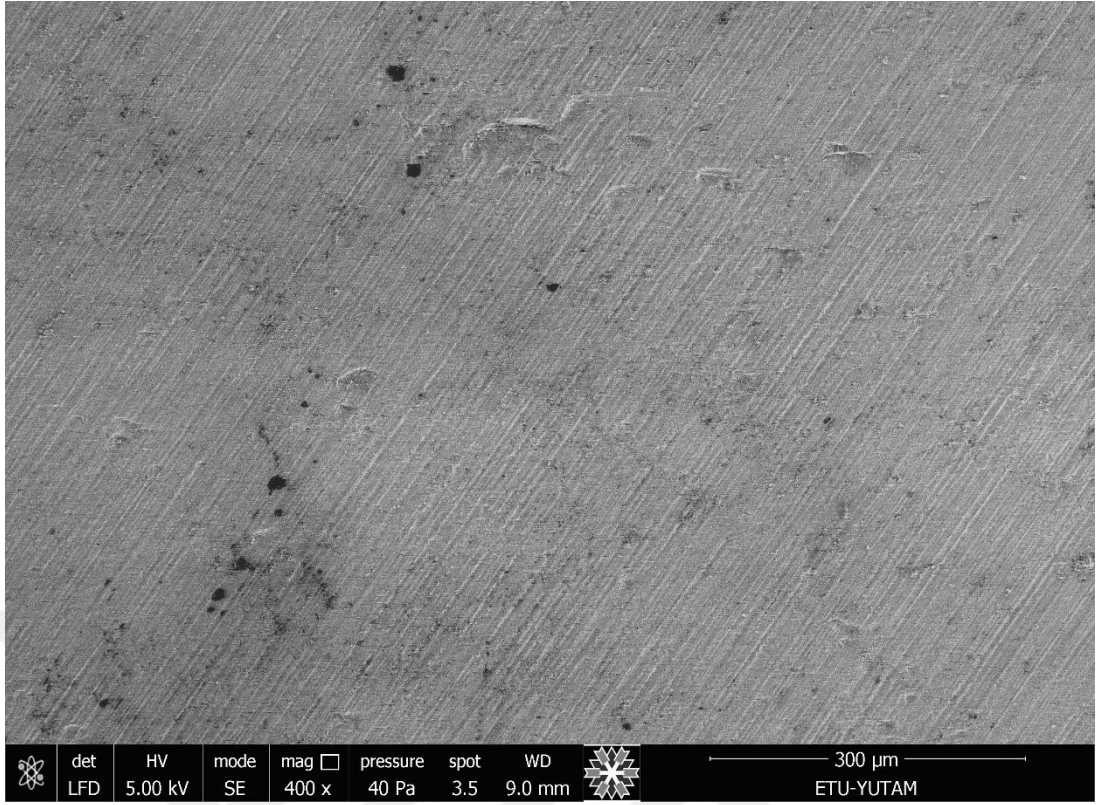
4.3.Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Aşındırma ve polisaj uygulanan örneklerden alınan SEM görüntüleri incelendiğinde, farklı yüzey topografileri gösterdikleri görülmüştür.

STML S grubu görüntüleri incelendiğinde örneklerin hazırlanması sırasında oluşan yüzeysel çizgilerin varlığı ile yuvarlak homojen olmayan partiküller ve orta derecede pürüzlü bir yüzey izlendi. UTML S grubu görüntüleri incelendiğinde, örneklerin hazırlanması sırasında oluşan yüzeysel çizgilerin varlığı ile birlikte, nispeten homojen bir görüntü izlendi. UTML S, STML S'ye göre belirgin şekilde daha homojen bir yüzey topografisi sergiledi. (Şekil-4, Şekil-5)

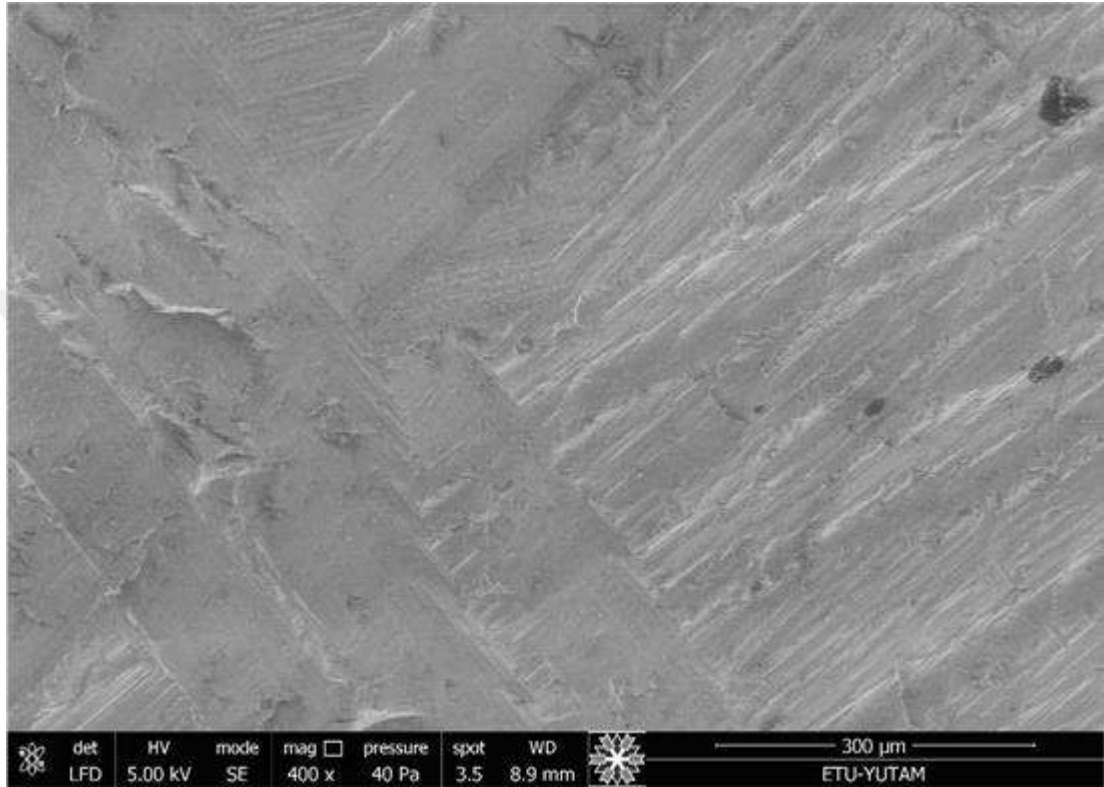


Şekil-4: STML S grubuna ait SEM görüntüleri (x400)

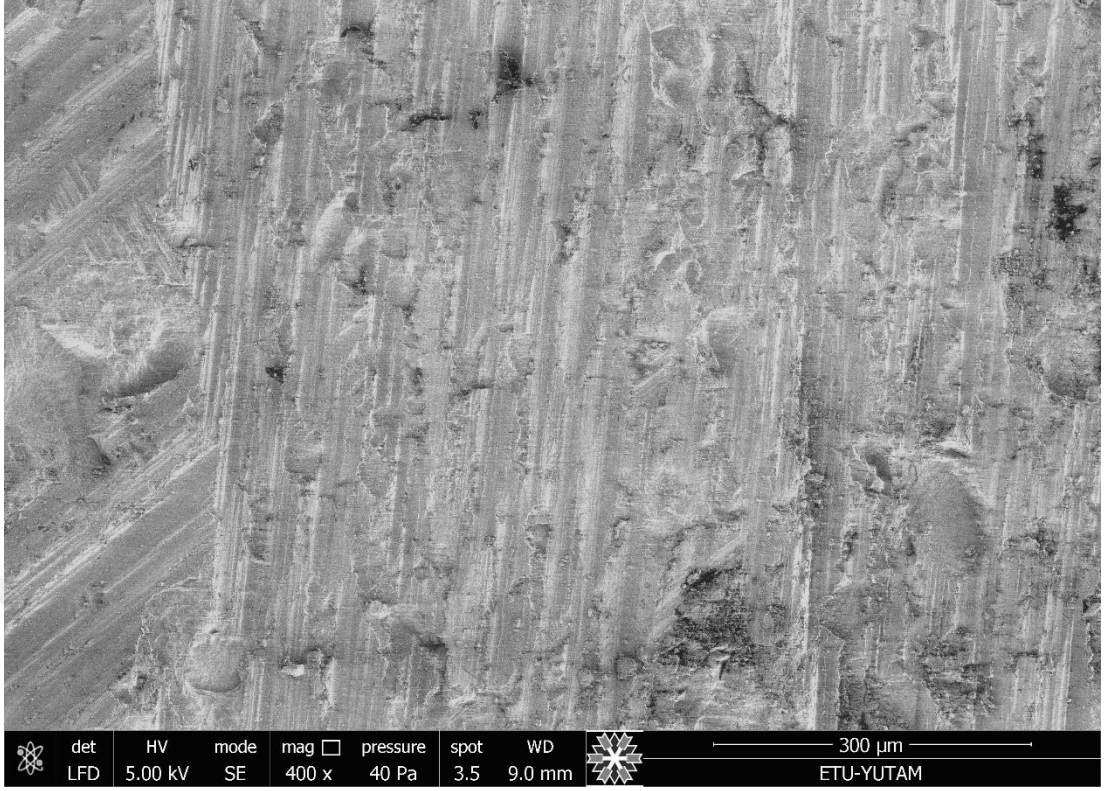


Şekil-5: UTML S grubuna ait SEM görüntüleri (x400)

Aşındırma yapılan gruplardaki örneklerde aşındırma işleminin yüzeyde oluşturduğu değişiklikler net olarak izlendi. Görüntüler incelendiğinde STML A grubunda belirgin frez izlerine rastlanırken (Şekil-6), UTML A grubunda belirgin frez izleri, buna bağlı yüzeyde ve partikül yapısında bozulmalar izlendi.(Şekil-7)



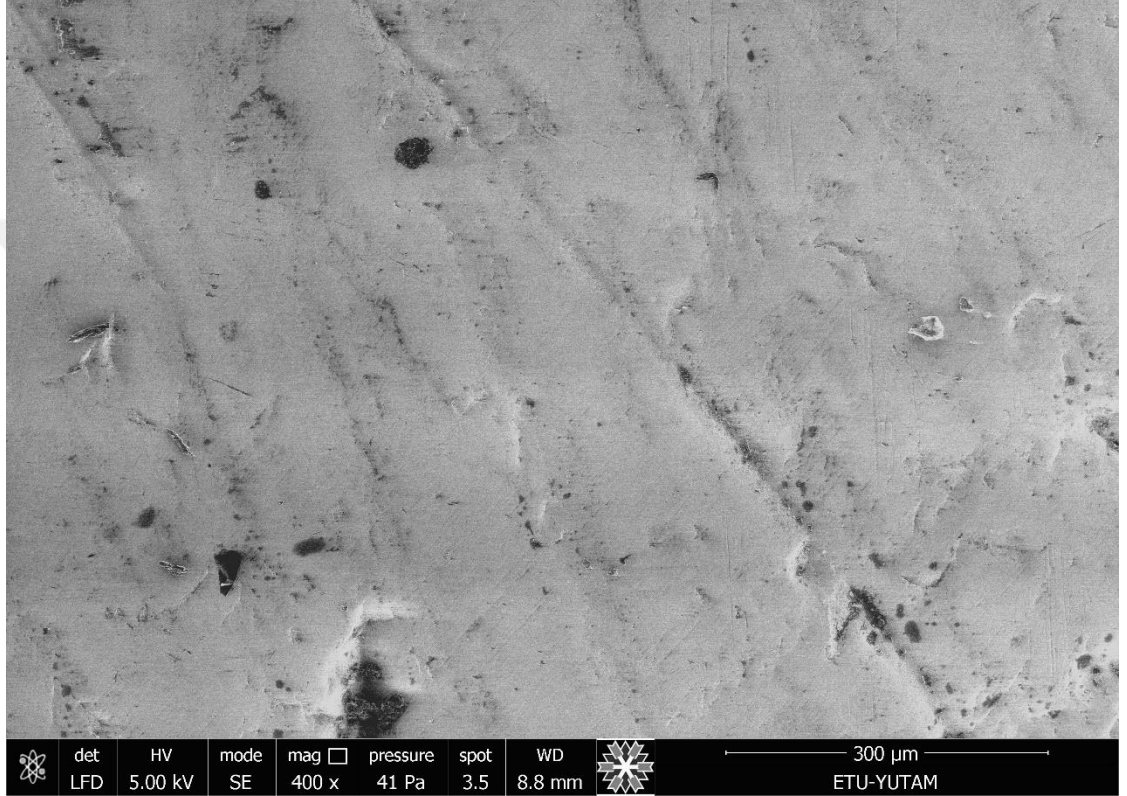
Şekil-6: STML A grubuna ait SEM görüntüleri (x400)



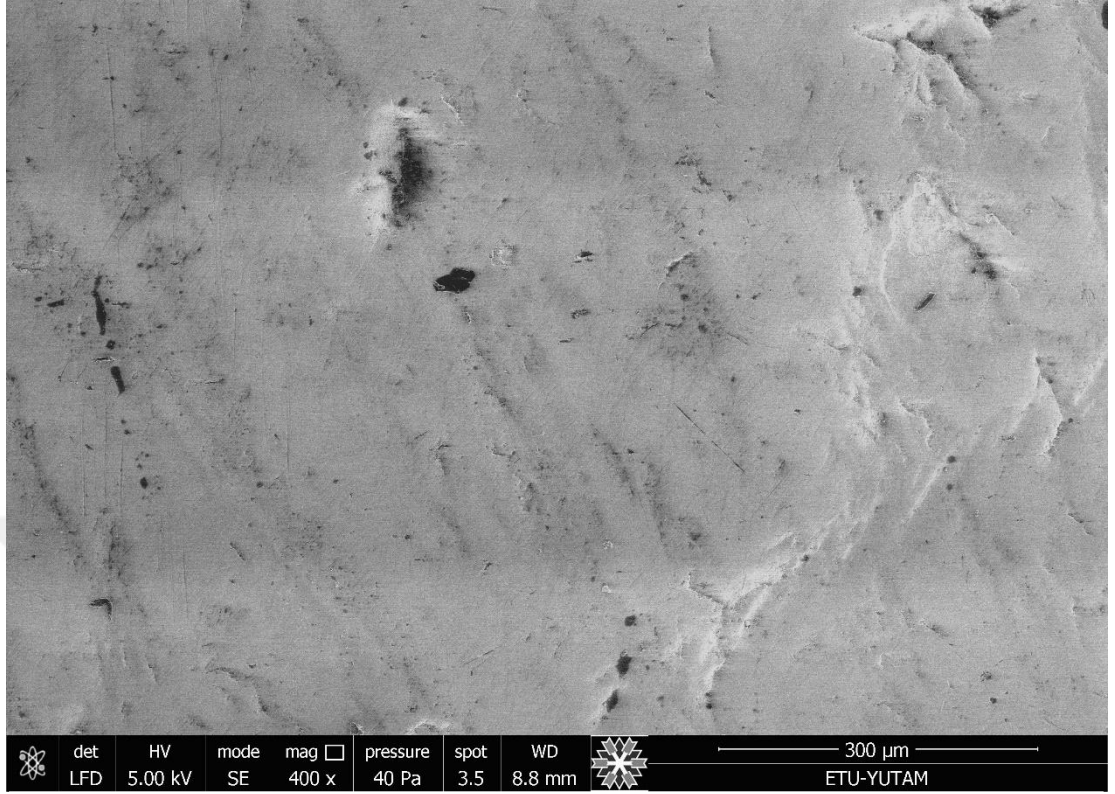
Şekil-7: UTML A grubuna ait SEM görüntüleri (x400)

Aşındırma ve polisaj grubundaki örneklerde aşındırma sırasında oluşan frez izlerinin polisaj işlemi ile oldukça silikleştiği izlendi. STML AP alt grubunda UTML AP alt grubuna göre daha düzgün bir yüzey topografisi saptandı. (Şekil-8, Şekil-9)

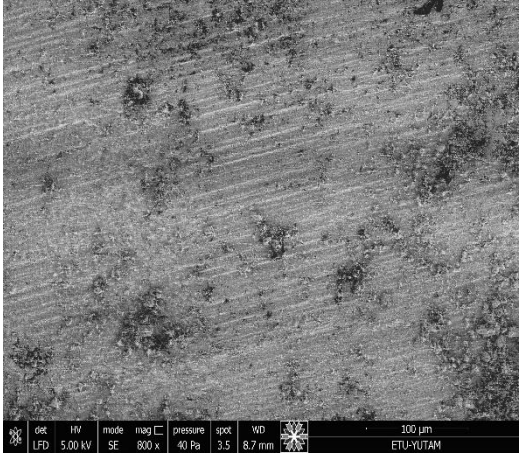
STML ve UTML örneklerin x800 ve x1600 SEM görüntüleri şekil-10 ve şekil-11’de mevcuttur.



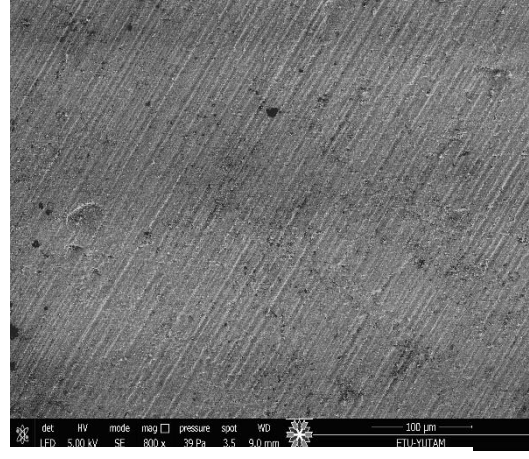
Şekil-8: STML AP grubuna ait SEM görüntüleri (x400)



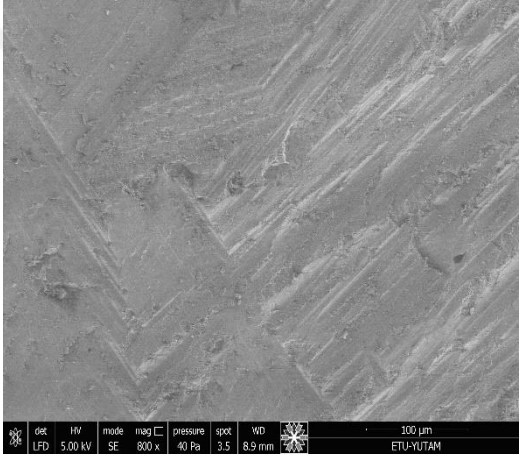
Şekil-9: UTML AP grubuna ait SEM görüntüleri (x400)



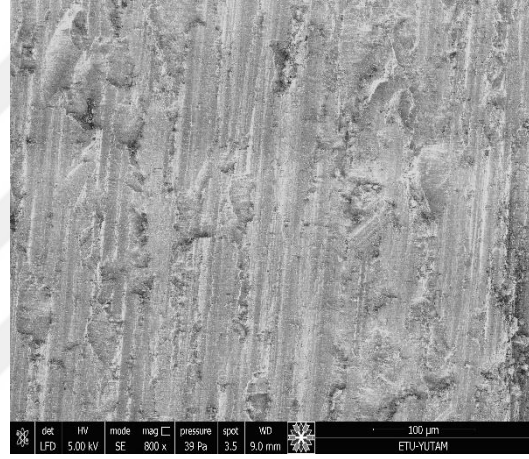
STML S x800



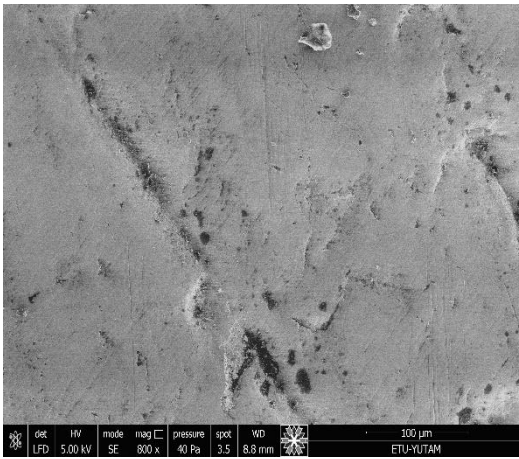
UTML S x800



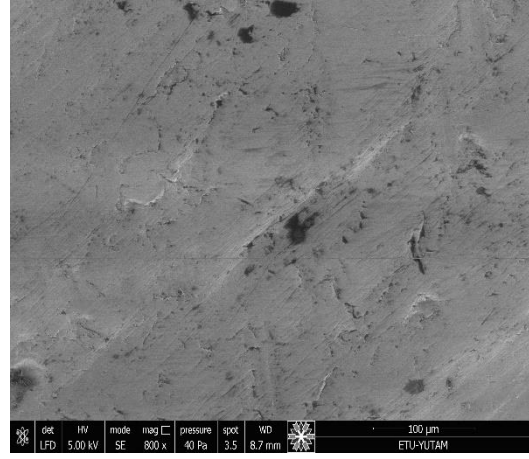
STML A x800



UTML A x800

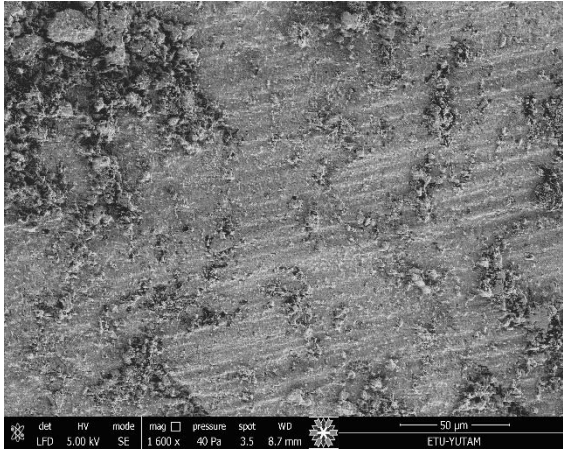


STML AP x800

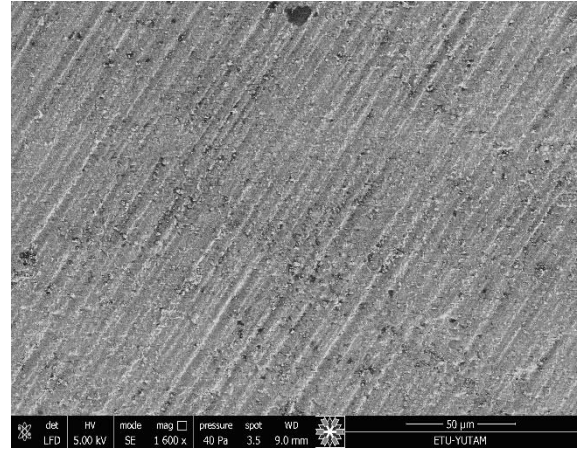


UTML AP x800

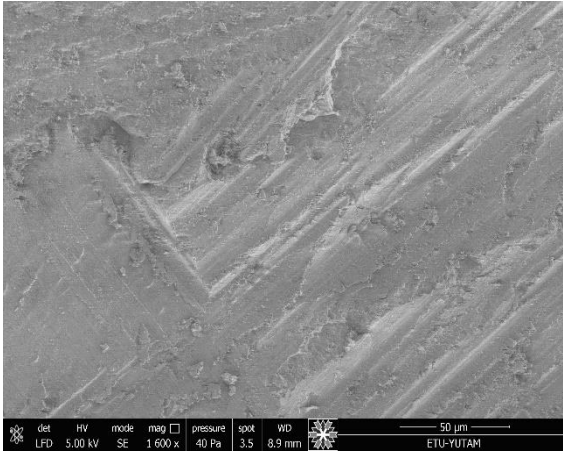
Şekil-10: STML ve UTML gruplarının (x800) SEM görüntüleri



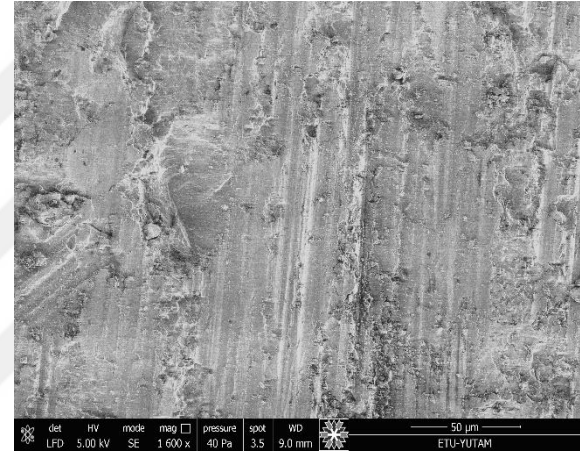
STML S x1600



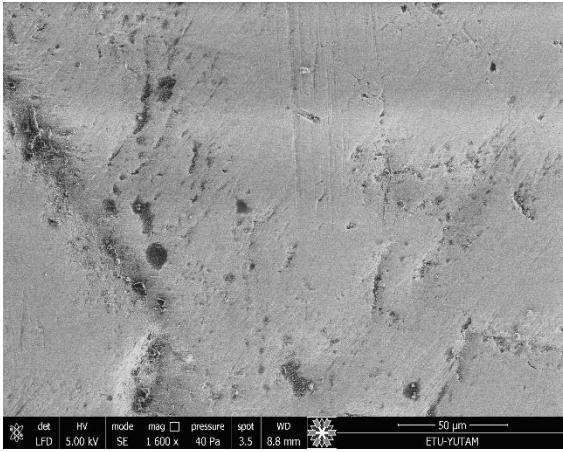
UTML S x1600



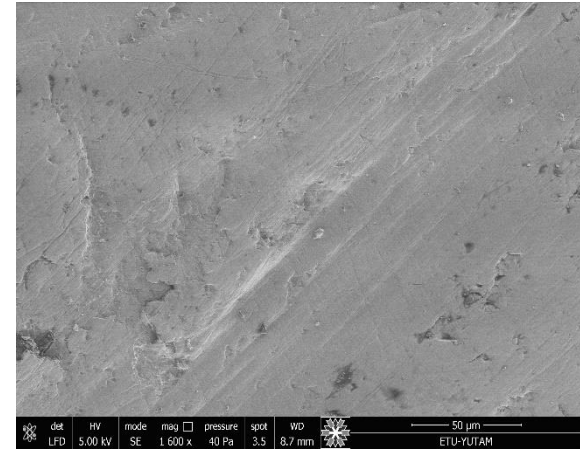
STML A x1600



UTML A x1600



STML AP x1600



UTML AP x1600

Şekil-11: STML ve UTML grupların (x1600) SEM görüntüleri

4.4.Bükülme Dayanım Testinin Değerlendirilmesi

Aşındırma ve aşındırma-polisaj işlemleri uygulanan örneklerin üç top üzerinde iki eksenli bükülme dayanım testi sonucunda edinilen verilerin karşılaştırılması amacıyla Kruskal Wallis testi kullanıldı. Kruskal Wallis testi sonrası istatistiksel anlamlılık elde edildiğinde, farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek üzere post-hoc ikili grup karşılaştırmaları Benjamini – Hochberg düzeltmeli Mann Whitney U testi ile gerçekleştirildi. Sonuçlar Tablo-5 'de gösterildi.

İki eksenli bükülme dayanım değerleri, alt gruplar bazında, STML grubunda UTML grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.001$) bulundu. SS grubunun bükülme dayanımı (349.54 MPa), US grubundan (260.35 MPa) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek ($p=0.008$) bulundu. SA grubunun bükülme dayanımı (244.08 MPa), UA grubundan (164.92 MPa) anlamlı düzeyde yüksek bulundu. ($p=0.028$) SAP grubunun bükülme dayanımı (202.72 MPa), UAP grubundan (168.47 MPa) anlamlı düzeyde yüksek ($p=0.034$) bulundu.

Kruskal Wallis testi sonrası ikili karşılaştırma uygulanan post-hoc testlerine göre; STML grubu için, en yüksek ortalama bükülme dayanım değerinin sinterize grupta (349.54 MPa), en düşük bükülme dayanım değerinin ise aşındırma-polisaj grubunda (202.72 MPa) olduğu görüldü ($p<0.001$). Aşındırma grubunun bükülme dayanım değerinin (244.08 MPa), sinterize gruptan anlamlı derecede düşük ($p=0.008$), aşındırma-polisaj grubundan yüksek olduğu, fakat istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p=0.280$) görüldü.

UTML grubu için, en yüksek ortalama bükülme dayanım değeri sinterize grupta görülürken (260.35 MPa), en düşük bükülme dayanım değerinin ise aşındırma grubunda (164.92 MPa) olduğu görüldü. ($p<0.001$) Aşındırma-polisaj grubunun bükülme dayanım değeri (168.47 MPa), sinterize grubunun bükülme dayanım değerinden anlamlı derecede düşük iken ($p=0.002$), aşındırma grubu ile benzerdir. ($p=1.000$) Hem UTML hem de STML örneklerde, aşındırma ve aşındırma-polisaj işlemlerinin materyallerin bükülme dayanımını anlamlı derecede azalttığı bulgusuna

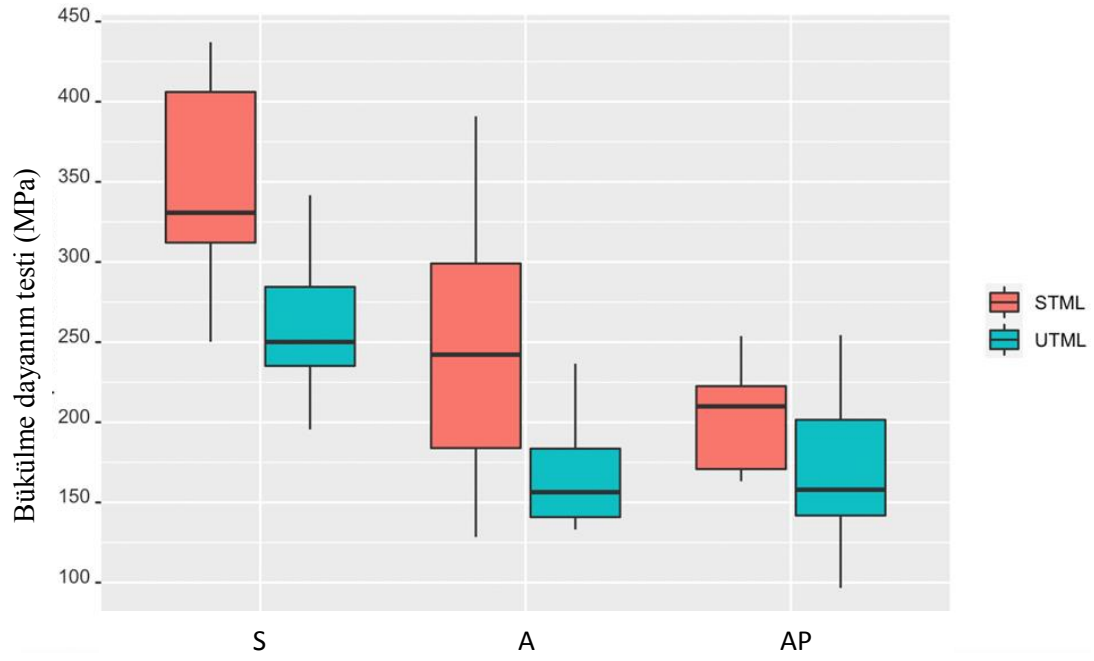
ulaşıldı. Aşındırma sonrası polisaj işleminin ise materyallerin bükülme dayanımını anlamlı derecede etkilemediği gözlemlendi.

Tablo-5: Bükülme dayanımı değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları

¥: Mann Whitney U testi, £: Kruskal Wallis testi, a: Kruskal Wallis testi sonrası post-hoc karşılaştırmalara göre sinterize gruptan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı (P<0.001)

	STML	UTML	p
S	349.54 ± 62.2	260.35 ± 47.96	0.008¥
A	244.08 ± 85.37 ^a	164.92 ± 32.49 ^a	0.028¥
AP	202.72 ± 33.07 ^a	168.35 ± 47.62 ^a	0.034¥
p	<0.001 [£]	<0.001 [£]	

Tablo-5 incelendiğinde, STML grubunda en yüksek bükülme dayanımı sinterize alt grubunda, en düşük bükülme dayanımı aşındırma-polisaj alt grubunda görüldü. UTML grubunda en yüksek bükülme dayanımı sinterize alt grubunda, en düşük bükülme dayanımı aşındırma alt grubunda görüldü. İki eksenli bükülme dayanım testinin ana gruplar ve alt gruplar arasındaki karşılaştırması Şekil-10 'da gösterilmiştir.



Şekil-12: İki eksenli bükülme dayanımının ana gruplar ve alt gruplar arası değerlendirilmesi

5.TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1.Tartışma

Bu çalışmada farklı İtiryum oranlarına sahip iki monolitik zirkonya materyaline uygulanan aşındırma ve polisaj işlemlerinin, bükülme dayanımına, yüzey pürüzlülüğüne translusens ve topografik özelliklerine etkileri incelenmiştir. Aşındırma ve polisaj uygulamaları 3 ve 4.nesil monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanımını etkilerken, yarı saydamlığını etkilememiştir. Bu sebeple hipotezin bir kısmı kabul edilmiş, bir kısmı ise reddedilmiştir.

Monolitik zirkonya materyallerine uygulanan aşındırma ve yüzey işlemleri ile ilgili olarak çok sayıda araştırma yapılmış olmasına karşın, yeni bir materyal olan translusens özelliği artırılmış çok katmanlı yeni nesil monolitik zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinin optik ve mekanik özelliklerine etkisinin incelendiği araştırmaların sayısı oldukça azdır, bu nedenle translusens özelliği artırılmış yeni nesil çok katmanlı monolitik zirkonya bloklar çalışmaya dahil edilmiştir.

Estetik beklentilerin günden güne artmasıyla, metal destekli restorasyonlar yerini biyouyumlu ve estetik olarak oldukça tatmin edici tam seramik materyallere bırakmıştır. Y-TZP gibi güçlendirilmiş tam seramikler, üstün mekanik ve estetik özellikleriyle yıllardır metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılabilmektedir. Y-TZP uzun yıllardır kron-köprü protezlerinde alt yapı olarak kullanılmakta ve doğal diş görüntüsünü sağlamak için cam seramik ile tabakalama yapılmaktadır.

Veneer porselen ile altyapı arasındaki bağlantıda kopmalar (chipping) ve veneer porselenin alt yapıdan ayrılması (delaminasyon) gibi komplikasyonlar ile zirkonya altyapılı seramik restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılmaktadır (Kim et al., 2007). Bu başarısızlıkların temel sebebinin veneer seramik ile zirkonya alt yapı arasında oksit tabakanın oluşmamasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir (Silva et

al., 2010). Bu dezavantajların giderilmesi amacıyla ve bilgisayar destekli sistemlerin de gelişmesiyle, alt yapı tasarımlarında ve fırınlama prosedürlerinde değişikliklerin yanında, estetiğin artırılması amacı ile yapılan porselen tabakalamaya gerek duyulmayan, monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir (Stober, Bermejo, Rammelsberg, Schmitter, 2014). Monolitik zirkonya restorasyonlar, üstün optik ve fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda posterior restorasyonların yanı sıra anterior restorasyonlarda da yaygın olarak kullanılmaktadır.

Birinci nesil olarak adlandırılan, % 0.25 Al_2O_3 içerikli 3Y-TZP, üstün mekanik özelliklere (1 GPa bükülme dayanımı) sahip olmasına rağmen, gren boyutlarının büyük ve pöroz bir yapı olmasına bağlı olarak oldukça opaktır. Bu sebeple anterior ve posterior restorasyonlarda altyapı olarak kullanılmaktadır (Denry & Kelly, 2008).

İkinci nesil 3Y-TZP seramikler, yapıdaki alümina oranı ve sayısının azaltılması, Al_2O_3 taneciklerin zirkonya taneciklerin sınırına yerleştirilmesine bağlı olarak, ışık geçirgenliği geleneksel 3Y-TZP' ye oranla artmış, daha translusens materyallerdir. Yüksek eğilme dayanımı ve uzun vadede iyi derecede stabilite gösterdiği in vitro çalışmalarla desteklendiğinden, tek ve çok üyeli restorasyonlarda ve parsiyel kronlarda kullanılabilirler (Filser, Kocher, Weibel, Luthy, Scharer & Gauckler, 2001; Stawarczyk, Frevert, Ender, Roos, Sener et al., 2016).

Üçüncü nesil zirkonya olarak adlandırılan 5Y-TZP seramikler, %5 mol Y_2O_3 içerirler, kübik faz içeriği %50 olduğu için ışık geçirgenliği fazla, yarı saydam materyallerdir. Yapıdaki kübik fazın artışına bağlı olarak, mekanik özellikler 3Y-TZP seramiklere oranla daha zayıftır ve cam seramiklere olası bir alternatif olarak kullanılabilirler (Shahmiri et al., 2018). Laminate restorasyonlarda, inley onley restorasyonlarda, anterior tek kronlarda, bir gövde içeren 3 üyeli anterior köprülerde monolitik olarak kullanılabilirler (Zadeh, Lümkmann, Sener, Eichberger, Stawarczyk, 2018).

Monolitik zirkonya restorasyonlarının kullanım alanının artırılması amacıyla yapılan çalışmalar devam etmekte olup, 2017 yılında %4 mol Y_2O_3 içerikli dördüncü nesil zirkonyalar, 4Y-TZP üretilmiştir. Y_2O_3 oranının düşmesine bağlı olarak 5Y-TZP seramiklere oranla ışık geçirgenliği ve translusens özelliği azalmış, mekanik özellikler

artmıştır. 4Y-TZP seramiklerin, çok üyeli kısa köprülerde kullanımı önerilmektedir (Güth, Stawarczyk, Edelhoff, Liebermann, 2019).

Üretici firmalar en yüksek yarı saydamlığa sahip UTML monolitik zirkonya için, 0,5 mm materyal kalınlığının 3 üyeli köprü ve/veya az üyeli restorasyonlarda yeterli olduğunu savunmaktadır, ancak bu kalınlık kırılma riskini arttırabilmektedir. Araştırmacılar 4Y-TZP ve 5Y-TZP seramiklerde eğilme mukavemeti, kırılma yükleri, Vickers sertliği gibi parametreler göz önünde alındığında, minimum 0,8 mm materyal kalınlığı önermektedir (Awwad, 2021; Carrabba Keeling, Aziz, Vichi, Fonzar et al., 2017).

Doğal dişe yakın renk ve ışık geçirgenliğine sahip restorasyonlar üretmek, protetik diş hekimliğinin temel amaçlarından biridir. Bilgisayar destekli sistemlerin günden güne gelişmesi ve materyal çeşitliliğinin artması gibi avantajlara rağmen, hastaların estetik beklentilerinin de eşzamanlı olarak artması, sosyal medya kullanımının yaygınlaşması, hekimlerin doğal dişe benzer estetik ve fonksiyona sahip restorasyon üretimini ön plana alan materyal arayışlarını ön plana çıkarmaktadır. İdeal bir restorasyon; doğal dişe benzer renk ve translusens özelliğe sahip olmalı ve ağız içinde uzun süre kullanıldığında optik ve fiziksel özelliklerini koruyabilmelidir (Shahmiri et al., 2018).

Diş hekimliğindeki renk çalışmalarında, yarı saydamlık ölçümü, renk farklılıklarının belirlenmesi ve metamerizm gibi daha karmaşık renk ölçümlerinin de yapılabilmesi sebebiyle daha çok spektrofotometre cihazları kullanılmaktadır (Silva, Bonfante, Zavanelli, Thompson, Ferencz et al., 2010; Yoshida, Miller, Da Silva, Ishikawa-Nagai, Shigemi et al., 2010). Bundan dolayı çalışmamızda translusens değerlerinin ölçülmesinde hassas ölçüm yapan spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Manziuc ve arkadaşları, translusens zirkonya materyallerin optik özelliklerini inceledikleri çalışmada yeni nesil kübik zirkonyanın artan yarı saydamlığı nedeniyle optik özelliklerin oldukça iyileştiğini ve estetik bölgede yeni bir restoratif seçenek sunduğunu, ancak destek diş renginin restorasyonun son görünümünü etkileyebildiği sonucuna varmışlardır (Manziuc, Gasparik, Negucioiu, Constantiniuc, Burde et al., 2019). Zirkonyanın kalınlığı maskeleme kabiliyeti için kritik öneme sahiptir. Kabul edilebilir maskeleme için materyal kalınlığı minimum 1 mm, ideal maskeleme için ise 1,6 mm olmalıdır (Tabatabaian, 2018, 2019). Öte yandan optimum renk uyumunu

sağlayabilmek için monolitik zirkonya seramiklerin kalınlığının minimum 0.9 mm olması gerektiğine vurgu yapılmaktadır (Tabatabaian, Motamedi, Sahabi, Torabzadeh, Namdari, 2018).

Çalışmamızda kullandığımız, Katana STML, bloklar kullanılarak yapılan bir başka çalışmada, 1.5 mm kalınlığındaki disklere farklı yüzey işlemleri (aşındırma, polisaj, glaze) uygulanmış ve iki yaşlanma protokolü (hidrotermal ve kimyasal) kullanılarak optik ve mekanik özellikler incelenmiştir. Çalışmada yeni nesil translusens monolitik zirkonyanın TP değerinin, yaşlanma ve yüzey işlemlerinden bağımsız olarak sabit kaldığı sonucuna varılmıştır (Mešić, Majnarić, Mehulić, 2021). Tez çalışmamızda 1.2mm kalınlığındaki hem UTML hem de STML örneklerde aşındırma ve aşındırma-polisaj işlemi TP değerini değiştirmemiştir. Mešić ve arkadaşlarının örnek üretim yöntemi ve otoklav yaşlandırma prosedürü ile tez çalışmamızdaki üretim ve yaşlandırma prosedürü aynı olup, sinterize ve polisaj yapılan gruplardaki TP değerleri de benzerdir. Farklılıkların örnek kalınlıklarından, Mešić ve arkadaşlarının polisaj için porselen polisaj kiti kullanmasından, tez çalışmamızda ise zirkonya polisaj kiti kullanımından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Monolitik zirkonya materyallerin polisaj işlemi için, elmas infiltre edilmiş sistemler tavsiye edilmekte olup, yeterli polisaj yapılmış bir zirkonya yüzeyinin glaze yapılmış zirkonya ile benzer yüzey parlaklığı gösterebileceği savunulmaktadır (Chavali, Lin, Lawson, 2017b; Goo, Yap, Tan, 2016).

Al-Zordk ve Saker, farklı üretici firmalar tarafından üretilen bloklardan elde edilen 1mm kalınlığındaki örnekler ile yaptıkları çalışmada, klinik uyumlama prosedürlerinin yeni nesil monolitik zirkonya materyallerinin renk stabilitesini ve yarı saydamlığını etkilediği ve bunun klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olmadığını tespit etmişlerdir (Al-Zordk & Saker, 2020). Ayrıca yeni nesil zirkonya materyallerin rengi ve yarı saydamlığının, materyalin markasından ve sinterleme protokolünden etkilenebildiği sonucuna da varmışlardır.

2020 yılında yapılan bir çalışmada CAD/CAM sistemi ile 3 farklı marka monolitik zirkonya bloklardan, 0.5mm kalınlığında örnekler üretilmiş, polisaj işlemi uygulanmış ve translusens özellikleri değerlendirilmiştir. Monolitik restorasyon üretimi için mevcut olan farklı zirkonya markaları arasında yarı saydamlık açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğundan, materyal seçiminin bu doğrultuda

yapılması önerilmiştir (Alshali, Kazim, Nageeb, Almarshoud, 2020). Çalışmamızda farklı İtiryum içeriğine sahip iki materyal aynı üretici firma tarafından üretilmiş olup, sinterleme protokolü üretici firma önerisi doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Dental materyallerin kabul edilebilir translusens değerinin araştırıldığı bir çalışmada, CIELAB formülü kullanıldığında, zirkonya için kabul edilebilir değer 1.33 - 4.43 birim bulunmuştur. Bu çalışmada CIEDE2000 ve CIELAB formülleri de 1 mm kalınlığındaki örnekler ile test edilmiş, CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELAB formülünden daha iyi bir veri uyumu sağladığı sonucuna varılmıştır (Salas, Lucena, Herrera, Yebra, Della Bona, 2018). Çalışmamızda kullanılan örnekler 1.2 mm kalınlığında olduğundan ve TP değerleri otoklav yaşlandırma sonrası ölçüldüğünden, Salas ve arkadaşlarının eşik değerleri aralığında olmadığını düşünmekteyiz.

Kim ve arkadaşları, yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyaya farklı etkilerini araştırmış ve polisaj işleminin 2 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerin TP değerini değiştirmede sonucuna varmışlardır (Kim et al., 2016).

Abdelbary ve arkadaşları, monolitik zirkonya materyallerinde kalınlık 0.8 mm' den büyük olduğunda, yaşlandırma ve yüzey işlemlerinin TP değerini değiştirmede, 0.5 mm kalınlığında ise önemli ölçüde değiştiğini saptamıştır (Abdelbary, Wahsh, Sherif, Salah, 2016).

Çalışmamızda kullanılan örnekler de 1.2 mm kalınlığındadır ve aşındırma ve polisaj işlemleri sonucunda TP değerleri istatistiksel olarak anlamlı miktarda değişmemiştir. Bunun sebebinin, literatürde yer alan veriler ışığında, örneklerin kalınlığı sonucu ışığın daha fazla tanecik, tanecik sınırı ve porozite ile karşılaşması sonucu materyalden geçişinin zayıflaması olduğunu düşünmekteyiz (Antonson & Anusavice 2001; Denry & Kelly, 2014; Kim et al., 2016; Tong et al., 2016; Wang, Takahashi, Iwasaki, 2013; Zhang et al., 2015).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim aşamaları oldukça hassas ve hata payı az olmasına rağmen, simantasyon öncesi restorasyonların ağız içinde uyumlanması gerekebilmektedir. Bunun için farklı gren boylarına sahip aşındırma frezleri ve sonrasında yüzeyi tekrar pürüzsüz hale getirebilecek polisaj setleri kullanılmaktadır. Bu işlemler zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir (Albakry, Guazzato, Swain, 2004; Chevalier et al., 1999; Guazzato, Albakry, Quach, Swain, 2005; Mohammadi-Bassir et al., 2017).

Araştırmacılar, aşındırma işleminin kuru ortamda yapılması sonucu yüksek sıcaklık ve kıvılcım oluştuğunu, bunun da zirkonya materyalinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini tespit etmiş, bu sebeple aşındırma işleminin su soğutması altında yapılmasını tavsiye etmişlerdir (Kosmač et al., 1999; Mohammadi-Bassir et al., 2017). Tez çalışmasında bu bilgiler dikkate alınarak, tüm aşındırma işlemleri su soğutması altında yapılmıştır.

Polisaj kitleri kullanılacak materyalin sertliği baz alınarak üretilmektedir. Zirkonya porselene göre daha yüksek Mohs sertlik değerine sahiptir, bu sebeple porselen için kullanılan polisaj sistemleri zirkonya yüzeyinde etkili olmayabilir. Monolitik zirkonya yüzeyi üzerinde 3 farklı polisaj sistemi test edilmiş ve zirkonya için üretilen polisaj kitlerinin, seramik polisaj kitlerine göre önemli ölçüde daha etkili olduğu, feldspatik seramik polisaj kitleri ile zirkonyanın polisajının eksik kaldığı saptanmıştır (Park, Vang, Park, Lim, 2017).

Çağlar ve arkadaşları, monolitik zirkonya materyaline 3 farklı sistem ile polisaj uygulamış, bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümü üzerine etkilerini değerlendirmiştir. Zirkonya için üretilen polisaj kitlerinin, porselen polisaj kitlerine kıyasla materyal yüzeyini daha pürüzsüz bir hale getirdiğini tespit etmişlerdir (Çağlar, Ateş, Duymuş, 2018).

Farklı polisaj sistemlerinin monolitik zirkonya materyallerinin yüzey topografyası ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelendiği bir çalışmada, elmas içerikli polisaj sistemlerinin monolitik zirkonya restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü azaltmada silika karbür içerikli polisaj sistemlerine göre daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (Goo et al., 2016).

Tez çalışmasında bu veriler dikkate alınarak, EVE Diacera, 2 aşamalı elmas infiltre zirkonya polisaj kiti kullanılmıştır. Polisaj işlemi ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca aynı yönde gerçekleştirildikten sonra, örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye devam edildi. Hem ön polisaj frezinde hem de final frezinde aynı prosedür takip edilerek, her bir örneğe 120 sn polisaj işlemi uygulandı.

Monolitik zirkonya materyaline yüzey işlemleri ve ısı işlemler uygulamanın mekanik etkilerinden biri yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri dental

materyallerin pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için diş hekimliğinde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Papanagiotou, 2006). Çünkü dental restorasyonların yüzeylerinin pürüzlü olması bakteri retansiyonunu artırmakta, bu da hem periodontal problemlere hem de dental çürüklere sebebiyet vermektedir. Yüzey pürüzlüğü ölçümleri için profilometre cihazları kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde yüzey topografisi ile ilgili daha ayrıntılı veriler elde edilmektedir. Bu nedenle seramik yüzeylerde SEM incelemeleri yapılması önerilmektedir (Mohammadi-Bassir et al., 2017). Tez çalışmamızda tüm örnekler optik profilometre cihazıyla taranmış, her gruptan rastgele seçilmiş bir örnek de taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmiştir. Verilerin sonuçlarına göre görsel olarak nasıl etkilendiği bulgular bölümünde aktarılmıştır.

Ağız içindeki sert yüzeylerin pürüzlülüğündeki artış dental plak oluşumunu arttırdığından, 0,2 μm Ra değerinin dental restorasyonlardaki sert yüzeylerin pürüzlülük açısından eşik değer olduğunu saptanmıştır (Bollen, Lambrechts, Quirynen, 1997; Bottino, Felipe Valandro, Zanini Kantorski, Carlos Bressiani, Antonio Bottino, 2006).

Zirkonyanın antibakteriyel özellikleri göz önüne alındığında, yüzey pürüzlülüğünün biyofilm retansiyonu üzerindeki etkisinin daha az olması beklenebilir. Bununla birlikte, bir çalışmada 3Y-TZP materyali üzerinde yüzey pürüzlülüğü ile bakteri retansiyonu ve proliferasyonu arasında anlamlı korelasyon olduğu bildirilmiştir (Go, Park, Lee, Seo, Lee, 2019). Bu nedenle, özellikle gingival dokulara yakın bölgede uyumlama yapıldığında klinisyen mümkün olduğunca dikkatli davranmalıdır. Ayrıca, 20 μm ' luk bir çizik, hastalar tarafından fark edilebilecek en küçük kusur olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte, Ra değerindeki 0.25–0.5 μm ' luk artış dil tarafından tespit edilebilir. Hasta tarafından pürüzlü bir yüzey tespit edilmemesi/rapor edilmemesi durumunda bir dental restorasyonun Ra değerinin 0.5 μm 'u geçmemesi gerektiği sonucuna varılmıştır (Jones, Billington, Pearson, 2004). Steiner ve arkadaşları da dental seramiklerin polisajlı yüzeyleri için 0,5 μm 'dan az Ra değerinin ağız içi kullanım için yeterli olduğunu savunmaktadır (Steiner, Beier, Heiss-Kisielewsky, Engelmeier, Dumfahrt et al., 2015).

Tez çalışmamızda aşındırma sonrası polisaj uygulanan STML örneklerin ortalama Ra değeri : 0.22 ($\pm$ 0.1), UTML örneklerin ortalama Ra değeri : 0.3 ($\pm$ 0.33) olarak saptanmıştır. Literatürdeki veriler göz önüne alındığında, hasta tarafından bir

rahatsızlık bildirilmediği sürece 3 ve 4. nesil monolitik zirkonya restorasyonların 2 aşamalı polisaj sonrası ağız içinde güvenle kullanılabileceği düşünülebilir.

2020 yılında yeni nesil monolitik zirkonyaya uygulanan aşındırma ve polisaj işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ve bükülme dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada, aşındırma grubunun en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu, sinterize ve aşındırma-polisaj grubunun benzer pürüzlülüğe sahip olduğu saptanmıştır. Yine aynı çalışmada elmas frezler ile zirkonya yüzeyini aşındırma işleminin yüzey kalitesi üzerinde zararlı etkileri olabileceğinden, mümkün olduğunca ince grenli frez kullanımı ve klinisyenler tarafından dikkatli polisaj yapılması önerilmektedir (De Souza, Kaizer, Borges, Fernandes, Correr et al., 2020b).

Jum'ah ve arkadaşları %3, %5 ve %8 mol itriyum içerikli monolitik zirkonya materyallerinden, CAD/CAM ile elde edilen 2 mm kalınlığındaki örneklerle uygulanan yüzey işlemlerinin pürüzlülüğe etkisini incelemişlerdir. Hem sinterize hem de yüzey işlemi uygulanmış gruplarda 3Y-TZP'nin en düşük, 8Y-PZS'nin en yüksek yüzey pürüzlülüğü sergilediği sonucuna varılmıştır. Çalışmada 1,2 ve 4 aşamalı polisaj kitleri kullanılmış ve geleneksel zirkonya polisaj kitleri ile sadece 3Y-TZP kabul edilebilir parlaklığa ulaşmıştır. Jum'ah ve arkadaşları artan katkı maddesi konsantrasyonlarının 5 ve 8Y-PZS yapılarının cilalanabilirliğini azalttığı sonucuna varmışlar ve 1 ve 2 aşamalı kitlelere kıyasla, 4 aşamalı zirkonya polisaj kitlerinin kullanılmasını önermişlerdir (Jum'ah, Brunton, Li, Waddell, 2020).

Khayat ve arkadaşları, hasta başı klinik uygulamaların translusens zirkonyaya etkilerini incelemişler ve aşındırma işleminin zirkonya restorasyonlarının pürüzlülüğünü arttırdığı sonucunda varmışlardır (Khayat et al., 2018). Huh ve arkadaşları, farklı tonlardaki monolitik zirkonya bloklarının polisaj sonrası yüzey pürüzlülüklerini in vitro olarak inceledikleri çalışmalarında polisajın yüzey pürüzlülüğünü azalttığı sonucuna varmışlardır (Huh, Yang, Park, 2018). Çalışmamızda da 3 ve 4. nesil zirkonya bloklardan elde edilen örneklerde aşındırma işlemi yüzey pürüzlülüğünü arttırmış, aşındırma sonrası polisaj işlemi ise anlamlı derecede azaltmıştır, Khayat ve Huh'un çalışması da vardığımız sonucu desteklemektedir.

Doğdu ve arkadaşları, farklı itriyum içeriğine sahip iki monolitik zirkonya materyalinin farklı sinterizasyon ısılarında, yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. 12x12x1mm ölçülerindeki örnekler 1450 ve 1650°C' de

sinterize edilmiş, bir kısmına glaze bir kısmına polisaj işlemi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda 1650°C sinterizasyon ısısında glaze yapılan örnek yüzeyleri (R_a : 1.154 μm), polisaj yapılan örnekler (R_a : 0.808 μm) göre daha pürüzlü bir yüzey göstermiş olup, farklı itriyum içeriğine sahip materyallerin yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Doğdu & Ceylan, 2022). Doğdu ve arkadaşlarının çalışması ile tez çalışmamızda aynı marka monolitik zirkonya bloklar ve polisaj kitleri kullanılmış olup, polisaj sonrasındaki yüzey pürüzlülük değerleri benzerlik göstermektedir. Farklı itriyum içerikli monolitik zirkonya materyallerinin yüzey pürüzlülükleri arasında tez çalışmamızda da anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sinterizasyon işlemi üretici firmanın tavsiye ettiği gibi, 1550°C sıcaklıkta ve 2 saat süre ile yapılmıştır.

Holman ve arkadaşları, 3, 4 ve 5 mol içerikli kübik Zirkonya materyallerin yaşlandırma sonrası bükülme dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, mekanik özelliklerin zayıflama miktarının materyale bağlı olduğu sonucuna varmışlardır. 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ kübik faz içeren Zirkonya materyalleri benzer bükülme dayanımı gösterirken, tetragonal yapıdaki 3Y-TZP materyaline kıyasla, daha fazla veya benzer bükülme dayanımında azalma göstermiştir (Holman, Lien, Gallardo, Vandewalle, 2020).

Luthy ve arkadaşları, 25 μm gren boyutlu frez ile monolitik zirkonyayı aşındırmanın yapıyı daha kuvvetli hale getirdiğini, 150 μm gren boyutlu frez ile mekanik özelliklerin zayıfladığını tespit etmişlerdir (Luthy, Lien, Gallardo, Vandewalle, 1992). Bir diğer çalışmada Y-TZP seramiklerin farklı gren boyutlarına sahip frezler ile aşındırılması incelenmiş ve gren boyutu arttıkça faz dönüşüm oranının arttığı, mekanik özelliklerin zayıfladığı bildirilmiştir (Lucas, Lawson, Janowski, Burgess 2015).

Tez çalışmamızda Zirkonya örnekler, 100 μm gren boyutlarına sahip elmas frez ile döner alet kullanılarak su soğutması altında aşındırılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, aşındırma yapılmış gruplarda sinterize gruplara kıyasla iki eksenli bükülme dayanımı anlamlı derecede azalmış, mekanik özellikler zayıflamıştır. Luthy ve Lucas'ın çalışmaları tez çalışmamızda elde ettiğimiz sonucu desteklemektedir.

2020 yılında yapılan bir çalışmada, elmas frezler ile su soğutması altında ve kuru olarak yapılan aşındırma işleminin, zirkonya materyallerinin bükülme dayanımı

ve yüzey özelliklerine etkisi incelenmiştir. Monolitik zirkonyanın bükülme dayanımının, aşındırma işleminin kuru ya da su soğutması altında yapılmasından etkilenmeden, elmas frez ile aşındırılması sonucu azaldığı, su soğutması altında yapılan aşındırmaların monolitik zirkonya yüzeyi için daha agresif olduğu ve sonucunda daha pürüzlü yüzey özellikleri sergilediği tespit edilmiştir (Aliaga, Miotto, Candido, Fais, Pinelli, 2020). Tez çalışmamızda elmas frezle su soğutması altında aşındırma işlemi yapılmış olup, hem UTML hem de STML örneklerde aşındırma sonrası bükülme dayanımı, sinterize gruplara kıyasla azalmıştır. Aliaga ve arkadaşlarının çalışması, tez çalışmamızı desteklemektedir.

Mao ve arkadaşları, 3Y-TZP ile 5Y-PSZ materyallerinin yüzey işlemleri ve bükülme dayanımı arasındaki etkileşimini incelemiştir. Polisaj sonrasında 5Y-PSZ'nin bükülme dayanımının azaldığını, yapay yaşlanmanın ise eğilme mukavemetini etkilemediğini saptamışlardır. Tez çalışmamızda elde edilen veriler yaşlandırma sonrasına ait olup, UTML S grubundaki örneklerin ortalama bükülme dayanımı 260.35 (± 47.96) MPa, UTML AP grubundaki örneklerin ortalama bükülme dayanımı 168.35 (± 47.62) MPa'dır. Mao ve arkadaşlarının çalışması tez çalışmamızı destekler nitelikte olup, polisaj işlemi yaşlandırılmış 5Y-PZS materyalinin bükülme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmıştır (Mao, Kaizer, Zhao, Guo, Song, 2018). Yaşlandırma prosedürünün amacı uzun dönemde aşındırma ve polisaj işleminin etkilerini ortaya çıkarması açısından anlamlı olduğu düşünüldüğünden çalışmamızda yaşlandırma prosedürü sonrası ölçüm yapılması uygun görülmüştür.

Awwad ve arkadaşları, 2021 yılında 3, 4 ve 5Y-TZP monolitik zirkonya seramiklerin itriyum oksit içeriği ve bükülme dayanımını karşılaştırmıştır. Çalışmada KATANA HTML, STML, UTML bloklardan 0,4, 0,8 ve 1,2 mm kalınlığında örnekler dikey ve kesim yönüne paralel olacak şekilde elde edilmiş, tüm örneklerle 3 top üzerinde bükülme dayanım testi uygulanmıştır. Dikey kesitler ISOMED cihazında, yatay kesitler bilgisayar destekli sistem ile elde edilmiştir. Yatay kesitler ile elde edilen örneklerde, translusensi yüksek olan tabakalarda eğilme dayanımının daha düşük olduğu, bunun yatay kesit alınan diğer tabakalar ve dikey kesitler ile alınan örnekler ile arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Awwad ve arkadaşları monolitik zirkonya seramiklerde yarı saydamlık ne kadar yüksek olursa, seramiğin mekanik özelliklerinin o kadar düşük olduğu ve bunun büyük öneme sahip olduğu sonucuna varmışlardır (Awwad, 2021).

Tez çalışmamızda da KATANA STML ve UTML bloklar kullanılmış olup, dikey yönde kesitler ile 1.2 mm kalınlığında örnekler CAD/CAM ile elde edilmiştir. Sinterize gruptaki örneklerin kırılma dayanımı STML için 349.54 (± 62.2)MPa, UTML için 260.35 (± 47.96) MPa'dır. Awwad ve arkadaşları dikey kesit ile elde ettikleri 1.2 mm kalınlığındaki örneklerin kırılma dayanımı STML için 407,65 ($\pm 67,22$)MPa, UTML için 228,67 ($\pm 39,349$) MPa' dır. Aynı kalınlıktaki örnekler için kırılma dayanım değerleri benzer olup, yarı saydamlığı fazla olan UTML grubunun bükülme dayanımı, STML grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır. Bu hususta Awwad ve arkadaşlarının çalışması, tez çalışmamızı desteklemekte olup, örneklerin elde edilme yöntemlerinin farklı olması ve çalışmamızda sinterize grubun yaşlandırılmış olması sebebiyle değerler arasında fark olduğunu düşünmekteyiz.

Hatanaka ve arkadaşları, aşındırma, polisaj ve glaze gibi klinik uyumlama prosedürlerinin, 3. Nesil monolitik zirkonya materyallerinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği, aşındırma işleminin materyalin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ve polisaj işleminin ise önemli ölçüde yüzey pürüzlülüğünü azalttığı sonucuna varmışlardır (Hatanaka, Polli, Adabo, 2020). Hatanaka'nın çalışmasının sonuçları tez çalışmamızı destekler nitelikte olmakla birlikte, her iki çalışmada da örnek kalınlıkları 1.2 mm olmasına rağmen, MPa cinsinden bükülme dayanımı Hatakana'nın çalışmasında tez çalışmamızdan fazladır. Bunun sebebinin üretici firmaların farklı olmasından kaynaklandığını, materyal seçiminde farklı markaların özelliklerinin göz önüne alınarak yapılmasının önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Polisaj, materyalin bükülme dayanımını iki şekilde etkileyebilir, yüzey kusurlarını azaltabilir, bükülme dayanımını artırabilir veya basınç tabakasını kaldırabilir, bükülme dayanımını azaltabilir. Yeni nesil monolitik zirkonya materyallerde itriyum içeriğinin artmasına bağlı olarak, kübik faz artmıştır. Yüzey işlemleri sonucunda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm ve buna bağlı hacim artışının beraberinde getirdiği mekanik dayanımın artması durumu görülmediğinden, polisaj işleminin yeni nesil kübik zirkonya materyallerinin mekanik dayanımını azalttığı bilinmektedir (Awwad, Polli, Gabriela, Scatimburgo, Adabo, 2021; Hatanaka et al., 2020). Tez çalışmamızda elde edilen bulgular (Tablo: 4.3) da bunu doğrular niteliktedir.

Pereira ve arkadaşları, aşındırma işleminin Y-TZP seramiklerinin mekanik özellikleri, yapısal stabilitesi ve yüzey özelliklerine etkisini incelemek için sistematik

bir metanaliz yapmışlardır. Bunun sonucunda aşındırma işleminin zirkonya yüzeyinde pürüzlülüğü arttırdığı ve mekanik özellikleri olumsuz etkilediği sonucuna varmışlardır. Aşındırma işleminde 50µm'dan küçük gren yapısına sahip frezlerin ve daha hassas işlem yapabileceğimiz anguldruvaların kullanılmasını, aşındırma işleminin su soğutması altında yapılmasını önermişlerdir (Pereira, Fraga, Montagner, Soares, Kleverlaan et al., 2016).

Aşındırma ve polisaj işlemlerinin, iki farklı şekilde üretilen monolitik zirkonyanın yüzey özellikleri üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı saptanmıştır. Aynı çalışmada monolitik zirkonya örnekler su soğutması altında ve kuru olarak frezelenmiş, su soğutması ile üretilen örneklerde yüzey pürüzlülüğünün daha az olduğu saptanmış ve tavsiye edilmiştir (Jin, Zhao, Zheng, 2022).

Yapılan çalışmalar sonucunda, yüzey pürüzlülüğü bakımından Ra değerleri oldukça benzer olması, glaze yapılmış yüzeyin çabuk kırılabilmesi ve karşıt dişi aşındırma oranının polisajlı zirkonya yüzeyinin aşındırma oranından daha yüksek olması sebebiyle monolitik zirkonya restorasyonlara final işlemi olarak glaze yerine polisaj işlemi uygulanması tavsiye edilmektedir (Ceylan, 2022; Chavali et al., 2017; Hatanaka et al., 2020; Heintze, Forjanic, 2006).

Tez çalışmamızda kullanılan 4Y-TZP içeriğine sahip STML örnekler, 5Y-TZP içeriğindeki örneklere oranla tüm gruplarda daha yüksek kırılma dayanımı göstermiş olup, fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

5.2.Sonuç

3 ve 4.nesil monolitik zirkonya restorasyonlara uygulanan klinik uyumlama prosedürlerinin yaşlandırma sonrası translusensi, yüzey pürüzlülüğü, topografik görünüm ve mekanik özellikler üzerine etkilerinin incelendiği bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda;

1. 4.nesil monolitik zirkonyanın bükülme dayanımının, 3.nesil monolitik zirkonyadan daha fazla olduğu,

2. 3 ve 4. nesil monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü ve yarı saydamlıklarının benzer olduğu,
3. Aşındırma ve polisaj işlemlerinin 3 ve 4. nesil monolitik zirkonyanın yarı saydamlığını etkilemediği,
4. Aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı oranda arttırdığı, polisaj işleminin ise pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı oranda azalttığı,
5. Aşındırma işleminin monolitik zirkonyanın bükülme dayanımını azalttığı, aşındırma sonrası polisaj uygulamasının 4. nesil monolitik zirkonyanın bükülme dayanımını azaltırken, 3. nesil monolitik zirkonyanın bükülme dayanımını etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmanın sınırlamaları, seçilen polisaj kitinin tek çeşit olması ve örneklerin farklı iki translusens özelliğe sahip ancak aynı marka zirkonya materyalinden elde edilmiş olmasıdır.

5.3.Öneriler

Yeni nesil zirkonya materyallerine uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin özelliklerine etkileri konusunda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerin polisaj sonrası ağız içinde güvenli olarak kullanılması için polisaj kitlerinin geliştirilmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKÇA

- Abduo, Lyons, B. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91–99. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2003.08.006>
- Aliaga, R., Miotto, L., Candido, L., Fais, L., & Pinelli, L. (2020). Does Diamond Stone Grinding Change the Surface Characteristics and Flexural Strength of Monolithic Zirconia? *Operative Dentistry*, 45(3), 318–326. <https://doi.org/10.2341/19-023-L>
- Alshali, S. A., Kazim, S. A., Nageeb, R., & Almarshoud, H. S. (2020). Comparative Evaluation of the Translucency of Monolithic Zirconia. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2735>
- Antonson, S. A., Anusavice, K. J., Antonson, S. A., & Anusavice, K. J. (2001). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *International Journal of Prosthodontics*, 14(4). https://www.researchgate.net/publication/11837382_Contrast_Ratio_of_Veneering_and_Core_Ceramics_as_a_Function_of_Thickness
- Awwad, Y. (2021). *Refubium - Validierung von Mindestschichtstärken (okklusal, axial, marginal) der Zirkonoxidkeramik KATANA™ unter Berücksichtigung ihrer Transluzenz für den Einsatz substanzschonender Präparation* [Universitätsmedizin Berlin]. <https://refubium.fu-berlin.de/handle/fub188/32049?show=full>
- Ban, S., & Anusavice, K. J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1791–1799. <https://doi.org/10.1177/00220345900690120201>
- Beuer, Stimmelmayer, Gueth, Edelhoff, & Naumann. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(4), 449–456. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.11.024>

- Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 13(4), 258–269.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(97\)80038-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(97)80038-3)
- Burgess. (2018). *Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition*.
<https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/special-issues/2018/10/zirconia-the-material-its-evolution-and-composition>
- Caglar, I., Ates, S. M., & Duymus, Z. Y. (2018). The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(2), 132–137.
<https://doi.org/10.4047/JAP.2018.10.2.132>
- Cardelli, Manobianco, Serafini, Murmura, B. (2016). Full-Arch, Implant-Supported Monolithic Zirconia Rehabilitations: Pilot Clinical Evaluation of Wear Against Natural or Composite Teeth. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 25(8), 629–633.
<https://doi.org/10.1111/JOPR.12374>
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70–76. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2017.03.002>
- Çelik, G., Üşümez, A., Sarı, T., Üniversitesi, V., Fakültesi, H., Tedavisi, D., Dalı, A., & İstanbul, T. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82.
<https://doi.org/10.7126/CDJ.2012.1545>
- Ceylan, D. &. (2022). Effects of sintering temperature and finishing procedure on surface roughness of different yttria content in zirconia. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2022/51471.15844>
- Chavali, R., Lin, C. P., & Lawson, N. C. (2017). Evaluation of Different Polishing Systems and Speeds for Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 26(5), 410–418.
<https://doi.org/10.1111/JOPR.12396>
- Chevalier, Deville, Münch, Jullian, L. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis.

- Biomaterials*, 25(24), 5539–5545.
<https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2004.01.002>
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2005.07.034>
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. (1999). Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150–2154.
<https://doi.org/10.1111/J.1151-2916.1999.TB02055.X>
- Christel, Meunier, Heller, Torre, & Peille. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61.
<https://doi.org/10.1002/JBM.820230105>
- Christensen, G. J. (2009). Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based ceramic restorations, 2009. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 140(8), 1036–1039. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2009.0316>
- Chu, S. J., Paravina, R. D., Sailer, I., & Mielezsko, A. J. (2018). Color in Dentistry A Clinical Guide to Predictable Esthetics. *Stomatology Edu Journal*, 5(2), 129.
[https://doi.org/10.25241/STOMAEDUJ.2018.5\(2\).BOOKREVIEW.1](https://doi.org/10.25241/STOMAEDUJ.2018.5(2).BOOKREVIEW.1)
- Cícero BOTTINO, M., Felipe VALANDRO, L., Zanini KANTORSKI, K., Carlos BRESSIANI, J., & Antonio BOTTINO, M. (2006). Feldspar ceramic polishing 285 *Braz Dent. Braz Dent J*, 17(4), 285–289.
- De Souza, R. H., Kaizer, M. R., Borges, C. E. P., Fernandes, A. B. F., Correr, G. M., Diógenes, A. N., Zhang, Y., & Gonzaga, C. C. (2020a). Flexural strength and crystalline stability of a monolithic translucent zirconia subjected to grinding, polishing and thermal challenges. *Ceramics International*, 46(16 Pt A), 26168–26175. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2020.07.114>
- De Souza, R. H., Kaizer, M. R., Borges, C. E. P., Fernandes, A. B. F., Correr, G. M., Diógenes, A. N., Zhang, Y., & Gonzaga, C. C. (2020b). Flexural strength and crystalline stability of a monolithic translucent zirconia subjected to grinding, polishing and thermal challenges. *Ceramics International*, 46(16), 26168–26175. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2020.07.114>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235.
<https://doi.org/10.1177/0022034514553627>
- Denry, Isabelle, & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental

- applications. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2007.05.007>
- Dérand P, D. T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131–135.
https://www.google.com/search?q=Dérand+P%2C+Dérand+T.+Bond+strength+of+luting+cements+to+zirconium+oxide+ceramics.+Int+J+Prosthodont%2C+2000%2C+13%3A+131-135.&rlz=1C1SQJL_trTR866TR866&oq=Dérand+P%2C+Dérand+T.+Bond+strength+of+luting+cements+to+zirconium+o
- Ebeid, Wille, Salah, Wahsh, Zohdy, & Kern. (2018). Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 210–217.
<https://doi.org/10.1016/J.JPOR.2017.09.001>
- Ernst, C. P., Canbek, K., Euler, T., & Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical Oral Investigations*, 8(3), 130–138.
<https://doi.org/10.1007/S00784-004-0267-2>
- Filser, Kocher, Weibel, Luthy, S. & G. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89–106.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11697309/>
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Undefined*, 91(6), 553.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2004.03.015>
- GARVIE, R. C., & NICHOLSON, P. S. (1972). Phase Analysis in Zirconia Systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303–305.
<https://doi.org/10.1111/J.1151-2916.1972.TB11290.X>
- Go, H., Park, H., Lee, J., Seo, H., & Lee, S. (2019). Effect of various polishing burs on surface roughness and bacterial adhesion in pediatric zirconia crowns. *Dental Materials Journal*, 38(2), 311–316. <https://doi.org/10.4012/DMJ.2018-106>
- Goo, Yap, Tan, F. (2016). Effect of Polishing Systems on Surface Roughness and Topography of Monolithic Zirconia. *Operative Dentistry*, 41(4), 417–423.
<https://doi.org/10.2341/15-064-L>
- Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, B. (2015). A new classification system for all-

- ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/IJP.4244>
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4).
https://www.researchgate.net/publication/11215878_Mechanical_Properties_of_In-Ceram_Alumina_and_In-Ceram_Zirconia
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(5), 454–463.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2004.07.010>
- Gundugollu, Yalavarthy, K., & Kalluri, Pydi, T. (2018). Comparison of the effect of monolithic and layered zirconia on natural teeth wear: An in vitro study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 18(4), 336.
https://doi.org/10.4103/JIPS.JIPS_105_18
- Güth, J. F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D., & Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 50(7), 512–520.
<https://doi.org/10.3290/J.QI.A42653>
- Hatanaka, G. R., Polli, G. S., & Adabo, G. L. (2020). The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 330–337.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2018.12.013>
- Heintze, Forjanic, R. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(2), 146–165.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2005.04.013>
- Heydecke, Butz, Hussein, S. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 438–445.
<https://doi.org/10.1067/MPR.2002.123849>
- Huh, Yang, Park, C. (2018). In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6),

- 994–999. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.06.015>
- Huh, Y. H., Park, C. J., & Cho, L. R. (2016). Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 440–449. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.01.021>
- Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of Dentistry*, 42(6), 684–690. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2014.03.007>
- International Organization for Standardization. (2008). <https://www.iso.org/standard/41385.html>
- ISO - ISO 6872:2008 - Dentistry — Ceramic materials. (n.d.). Retrieved December 31, 2021, from <https://www.iso.org/standard/41385.html>
- Jeong, Ludwig, K. (2002). Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Undefined*.
- Jin, M., Zhao, J., & Zheng, Y. (2022). Effects of Grinding and Polishing on Surface Characteristics of Monolithic Zirconia Fabricated by Different Manufacturing Processes: Wet Deposition and Dry Milling. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13480>
- Johansson, Rivera, Larsson, S. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 145–153. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.822098>
- Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. H. (1995). Translucency Parameter of Colorants for Maxillofacial Prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
- Jones, C. S., Billington, R. W., & Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42–45. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.4810881>
- Jum'ah, A. A., Brunton, P. A., Li, K. C., & Waddell, J. N. (2020). Simulated clinical adjustment and intra-oral polishing of two translucent, monolithic zirconia dental ceramics: An in vitro investigation of surface roughness. *Journal of Dentistry*, 101. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103447>

- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
<https://doi.org/10.1007/S10856-006-0675-8>
- KARAALIOĞLU, A. G. D. O. F., & DUYMUŞ, P. D. Z. Y. (2008). DİŞ HEKİMLİĞİNDE UYGULANAN CAD/CAM SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25–32.
<https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/31823>
- Kern, M., & Wegner, S. M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 14(1), 64–71. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(98\)00011-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(98)00011-6)
- Khayat, Chebib, Finkelman, Khayat, Ali. (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 626–631. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.04.003>
- Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., & Thompson, V. P. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research*, 86(2), 142–146.
<https://doi.org/10.1177/154405910708600207>
- Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., & Ha, S. R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773–779.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2015.11.020>
- Klimke, Trunec, & Krell. (2011). Transparent Tetragonal Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850–1858. <https://doi.org/10.1111/J.1551-2916.2010.04322.X>
- Kolakarnprasert, Kaizer, Kim, Z. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 35(5), 797–806.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2019.02.017>
- Kosmač, Oblak, Jevnikar, Funduk, M. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*,

- 15(6), 426–433. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00070-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00070-6)
- Krell, Hutzler, T. (2009). Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society*, 29(2), 207–221.
<https://doi.org/10.1016/J.JEURCERAMSOC.2008.03.025>
- Lee, Choe, Heo, Lee, S. (2016). Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(2), 137–143.
<https://doi.org/10.4047/JAP.2016.8.2.137>
- Lee, J. S., Kim, J. K., & Park, Y. C. (2008). Applications cliniques des mini-implants en orthodontie. *Quintessence International*.
- Lucas, T. J., Lawson, N. C., Janowski, G. M., & Burgess, J. O. (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(12), 1487–1492.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.09.014>
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(8), 807–820.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.04.006>
- Luthardt, Holzhüter, Rudolph, Herold, Walter, M. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655–662.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2003.08.007>
- Luthy, H., Lien, W., Gallardo, F. F., & Vandewalle, K. S. (1992). Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength. *International Journal of Prosthodontic*, 5(1).
- Mao, L., Kaizer, M. R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. F., & Zhang, Y. (2018). Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222–1228.
<https://doi.org/10.1177/0022034518771287>
- Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Özcan, M., Yli-Urpo, A., & Vallittu, P. K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2).
https://www.researchgate.net/publication/8585276_An_introduction_to_silanes_and_their_clinical_application_in_dentistry

- Melsen, B., & Verna, C. (2000). A rational approach to orthodontic anchorage. *Progress in Orthodontics*, 1(1), 10–22. <https://doi.org/10.1034/j.1600-9975.2000.d01-4.x>
- Mohammadi-Bassir, Babasafari, Rezvani, J. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 658–665. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.12.019>
- Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2). [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(01\)00007-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(01)00007-6)
- Moscovitch, M. (2015). Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 35(3), 315–323. <https://doi.org/10.11607/PRD.2270>
- Muñoz-Saldaña, Balmori-Ramírez, Jaramillo-Vigueras, Iga, S. (2003). Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of Materials Research*, 18(10), 2415–2426. <https://doi.org/10.1557/JMR.2003.0337>
- Nam, J. Y., & Park, M. G. (2017). Effects of aqueous and acid-based coloring liquids on the hardness of zirconia restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 662–668. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.08.010>
- Nordahl, Vult von Steyern, L. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of Oral Science*, 57(3), 255–261. <https://doi.org/10.2334/JOSNUSD.57.255>
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence.
- Papanagiotou, Morgano, Giordano, P. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 154–164. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2006.08.004>
- Papanagiotou, H. P., Morgano, S. M., Giordano, R. A., & Poher, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 154–164.

<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2006.08.004>

Paravina, R. D., Ontiveros, J. C., & Powers, J. M. (2002). Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 14(3), 158–166.

<https://doi.org/10.1111/J.1708-8240.2002.TB00516.X>

Park, C., Vang, M. S., Park, S. W., & Lim, H. P. (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 430–437. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.10.005>

Pereira, G. K. R., Fraga, S., Montagner, A. F., Soares, F. Z. M., Kleverlaan, C. J., & Valandro, L. F. (2016). The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 63, 417–442.

<https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2016.06.028>

Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)

Pihlaja, N. P. (2016). Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(1), 40–46. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2015.10.026>

Powers, J. M. (2006). *Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. Mechanical Properties.*

<https://www.scribd.com/document/50256/Craig-s-restorative-dental-materials-Mechanical-properties-Mechanical-Properties>

Preis, V., Grumser, K., Schneider-Feyrer, S., Behr, M., & Rosentritt, M. (2015). The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 28(2).

<https://eds.s.ebscohost.com/abstract?site=eds&scope=site&jrnl=08932174&AN=101801951&h=RVi4RGzRzBbCmy2649xzHlbXFwdnoUbgMM0fZrsL%252BdGeAUVB1QJX42NfyV%252B1ufLcN6CO6DUx3UWLZosJN9Zb9A%253D%253D&crl=c&resultLocal=ErrCrlNoResults&resultNs=Ehost&crlhashurl=login.aspx%253>

Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review.

- Dent Clin N Am*, 48, 531–544. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.008>
- Ryan, E. A., Tam, L. E., & McComb, D. (2010). *Comparative Translucency of Esthetic Composite Resin Restorative Materials*. Canadian Dental Association. https://www.researchgate.net/publication/45707089_Comparative_Translucency_of_Esthetic_Composite_Resin_Restorative_Materials
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Craig's restorative dental materials-e-book. In *Elsevier Health Sciences*. https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=MrPwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Craig+RG,+Powers+JM,+2002.+Chapter+18,+In:+Restorative+Dental+Materials.+11th+ed,+London,+Mosby+Company.&ots=wpyfigl6gj&sig=v0XD2T6duNwnsUK0fAHmZC_ELs&redir_esc=y#v=onepage&q&f=
- Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(8), 1168–1174. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.05.001>
- Sasahara, Ribeiro, Cesar, Y. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative Dentistry*, 31(5), 577–583. <https://doi.org/10.2341/05-104>
- Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'Brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35–40. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90279-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90279-9)
- Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., & Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36–46. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.07.009>
- Shen, C., Rawls, H. R., & Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). *Phillips' Science of Dental Materials E-Book*. https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=gzUeKDhP-KQC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Anusavice+KJ,+Shen+C,+Rawls+HR.+Phillips%27+Science+of+Dental+Materials,+12.+Baskı.+Elsevier+Health+Sciences,+2013.&ots=BhN2r8JLqZ&sig=Nve5tPTtv4l4X5rtalQivEi2Ah4&redir_esc=y#v=o
- Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Zavanelli, R. A., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., & Coelho, P. G. (2010). Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 89(10), 1051–1056.

<https://doi.org/10.1177/0022034510375826>

Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., & Wimmer, T. (2016).

Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones:

Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear.

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 59, 128–138.

<https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2015.11.040>

Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H., &

Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the

ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface.

The Journal of Prosthetic Dentistry, 113(6), 616–622.

<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2014.12.007>

Stober, Bermejo, Rammelsberg, S. (2014a). Enamel wear caused by monolithic

zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*,

41(4), 314–322. <https://doi.org/10.1111/JOOR.12139>

Stober, Bermejo, Rammelsberg, S. (2014b). Enamel wear caused by monolithic

zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*,

41(4), 314–322. <https://doi.org/10.1111/JOOR.12139>

Strub, Rekow, W. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental

restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American*

Dental Association (1939), 137(9), 1289–1296.

<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2006.0389>

Strub, J. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming

bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry : Official Journal of the*

European Academy of Esthetic Dentistry.

https://www.academia.edu/23906130/Zirconia_in_dentistry_Part_1_Discovering_the_nature_of_an_upcoming_bioceramic

Sun, Zhou, Lai, Liu, Ma, Zhou, L. (2014). Load-bearing capacity and the

recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of*

the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 35, 93–101.

<https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2014.03.014>

Tabatabaian, F. (2018). Color in Zirconia-Based Restorations and Related Factors: A

Literature Review. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American*

College of Prosthodontists, 27(2), 201–211.

<https://doi.org/10.1111/JOPR.12740>

- Tabatabaian, F. (2019). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 276–287.
<https://doi.org/10.1111/JOPR.12906>
- Tabatabaian, F., Motamedi, E., Sahabi, M., Torabzadeh, H., & Namdari, M. (2018). Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 257–262.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.10.007>
- Tinscherta, J., Nattb, G., Hassenpflugb, S., & Spiekermanna, H. (2004). Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. *Int. J. Comput*, 7(25), 45.
https://www.researchgate.net/publication/8394861_Status_of_current_CADCA_M_technology_in_dental_medicine
- Tong, Tanaka, Kaizer, Z. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*, 42(1 Pt B), 1077–1085.
<https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2015.09.033>
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009a). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19655651/>
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009b). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2).
https://www.researchgate.net/publication/26717854_Zirconia_in_dentistry_Part_1_Discovering_the_nature_of_an_upcoming_bioceramic
- Wang, F., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14–20.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60333-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60333-9)
- Whitehead, Shearer, Watts, W. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421–427.
<https://doi.org/10.1111/J.1365-2842.1995.TB00795.X>
- Yener, Ozcan, K. (2011). The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontológica Latinoamericana : AOL*, 24(2), 133–140. <https://doi.org/10.5167/UZH-58759>
- Yoshida, A., Miller, L., Da Silva, J. D., & Ishikawa-Nagai, S. (2010).

- Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 2: color reproduction and its transfer from in vitro to in vivo. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 22(1), 53–63.
<https://doi.org/10.1111/J.1708-8240.2009.00312.X>
- Yu, N. K., & Park, M. G. (2019). Effect of different coloring liquids on the flexural strength of multilayered zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(4), 209. <https://doi.org/10.4047/JAP.2019.11.4.209>
- Zadeh, Lümke, Sener, Eichberger, S. (2018). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 948–954.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.12.021>
- Zhang, Inokoshi, Batuk, Hadermann, N. et al. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(12), e327–e337. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2016.09.025>
- Zhang, F., Vanmeensel, K., Batuk, M., Hadermann, J., Inokoshi, M., Van Meerbeek, B., Naert, I., & Vleugels, J. (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*, 16(1), 215–222.
<https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2015.01.037>
- Zhang, Lee, Srikanth, & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(12), 1201–1208.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2013.09.004>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018a). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018b). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>

8.İNTİHAL RAPORU

CAD/CAM SİSTEMLERİYLE ÜRETİLMİŞ İKİ YARI SAYDAM,
MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONUN KLİNİK
UYUMLAMA PROSEDÜRLERİNİN MATERYALİN OPTİK VE
MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%**10**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**10**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**2**

YAYINLAR

%**3**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

acikerisim.erdogan.edu.tr

İnternet Kaynağı

%**4**

2

openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%**1**

3

acikbilim.yok.gov.tr

İnternet Kaynağı

%**1**

4

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

%**1**

5

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

%**1**

6

www.journals.istanbul.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

7

Submitted to Selçuk Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

<%**1**

8

docs.neu.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**