

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ MONOLİTİK
ZİRKONYUMA UYGULANAN BİTİRME
İŞLEMLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ
VE SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE BÜKÜLME
DAYANIMINA ETKİSİ**

Tuğba ERASLAN AKAR
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İKİNCİ DANIŞMAN

Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL

2024-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI KALINLIKLARDAKİ MONOLİTİK
ZİRKONYUMA UYGULANAN BİTİRME
İŞLEMLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ
VE SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE BÜKÜLME
DAYANIMINA ETKİSİ

Tuğba ERASLAN AKAR
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İKİNCİ DANIŞMAN
Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL

2024-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Tuğba ERASLAN AKAR tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

...../...../2024

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN
Antalya Bilim Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Mehmet Ali ALTAY
Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, .../...../2024 tarih ve/..... sayılı akademik kurul kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Tuğba ERASLAN AKAR

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocalarım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN ve Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL' e,

Uzmanlık eğitimim süresince emeği geçen, her daim bilgi ve tecrübelerini paylaşan hocalarım Prof. Dr. Ömer KIRMALI, Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ, Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN, Doç. Dr. Nurullah TÜRKER, Doç. Dr. Merve ÖZARSLAN' a,

Uzmanlık eğitimi süresince klinik ve sosyal hayatımda her zaman yanımda olan ikinci ailem başta eş kıdemlilerim Arş. Gör. Dt. Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU ve Arş. Gör. Dt. Atilla Recai ÖZME olmak üzere Uzm. Dt. Ayşe TÜRKYÖN KARACAN ve Arş. Gör. Dt. Dide TEKİNARSLAN' a,

Klinik çalışmalar süresince desteklerini hissettiğim tüm hekim arkadaşlarıma, teknisyenlere ve fakülte personeline,

Tez çalışmamın materyal hazırlık sürecinde yardımcı olan, bilgi ve deneyimlerini paylaşan Doç. Dr. Mehmet TORUN'a,

Tez çalışmamın uygulama kısmında yardımlarını esirgemeyen Mustafa YEŞİL'e,

Tanıştığımız ilk günden itibaren anlayışı, sabrı ve sonsuz desteğiyle her an yanımda olduğunu hissettiren, her adımda bana güç veren canım eşim Uzm. Dt. Mehmet Barış AKAR'a,

Maddi, manevi her konuda bana destek olan, her adımda ileriye taşıyan, hayatımın her anında yanımda olan; dünümün ve bugünümün mimarları sevgili annem, babam ve abilerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tuğba ERASLAN AKAR

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı kalınlıklarda hazırlanmış monolitik zirkonyum örneklerine farklı yüzey işlemleri ve termal siklus uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanımına etkisinin incelenmesidir.

Yöntem: Bu çalışmada disk şeklinde 80 adet 1 mm, 80 adet 2 mm kalınlığında 15 mm çapında toplam 160 adet VITA YZ® HT marka monolitik zirkonyum örnek hazırlandı. Farklı kalınlıklarda hazırlanan örneklerin yarısı termal siklus uygulamasına tabi tutuldu. Tüm örnek grupları için yüzey işlemine göre 4 alt grup oluşturuldu (n=10). Alt gruplar kontrol (K), aşındırma ve polisaj (AP), aşındırma ve glaze (AG), aşındırma, polisaj ve glaze (APG) olarak oluşturuldu. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazıyla ölçüldü. Örneklerin üç top üzerine piston tekniğiyle iki eksenli bükülme dayanımı değerlendirildi. İstatistiksel analiz üç yönlü Robust ANOVA ile yapıldı.

Bulgular: Tüm örneklerde ortalama yüzey pürüzlülüğü en çok K ve AP grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü AG grubunda saptanmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bükülme dayanımı değerleri en yüksek APG grubunda, en düşük K grubunda saptanmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Termal siklus işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunurken bükülme dayanımına etkisi anlamlı bulunmamıştır. Materyal kalınlığının yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Sonuç: Termal siklus uygulanması yüzey pürüzlülük değerinde artışa sebep olurken bükülme dayanımını düşürdüğü gözlemlendi. Örnek kalınlığındaki artışın, yüzey pürüzlülük değerlerinde azalmaya yol açarken, bükülme dayanımı değerlerinde ise artışa neden olduğu bulguları. Aşındırma, polisaj ve glaze işlemlerinin bir arada uygulanması materyalin yüzey pürüzlülüğünü azaltırken bükülme dayanımında artış sağladı.

Anahtar Kelimeler: monolitik zirkonyum, yüzey bitim işlemleri, termal siklus, yüzey pürüzlülüğü, iki eksenli bükülme dayanımı

ABSTRACT

Objective: The aim of the present study is to investigate the effects of different surface treatments and thermal cycling on the surface roughness and biaxial flexural strength of monolithic zirconium samples prepared with different thicknesses.

Method: In this study, a total of 160 VITA YZ[®] HT brand monolithic zirconium samples were prepared in disk shape, 80 pieces of 1 mm thickness, 80 pieces of 2 mm thickness and 15 mm diameter. Half of the samples prepared in different thicknesses were subjected to thermal cycling. For all sample groups, 4 subgroups were created according to the surface finishing process (n=10). The subgroups were created as control (K), abrasion and polishing (AP), abrasion and glaze (AG), abrasion, polishing and glaze (APG). The surface roughness values of the samples were measured with a tactile profilometer. Biaxial flexural strength was evaluated with the piston technique on three balls. Statistical analysis was performed with three-way Robust ANOVA.

Results: In all samples, the average surface roughness was found to be the highest in the K and AP groups, and the lowest in the AG group. This difference was found to be statistically significant. The highest flexural strength values were found in the APG group and the lowest in the K group. This difference was not found to be statistically significant. The effect of thermal cycling on surface roughness was found to be statistically significant, while its effect on flexural strength was not found to be significant. The effect of material thickness on surface roughness and flexural strength was found to be statistically significant.

Conclusion: It was observed that thermal cycling application caused an increase in surface roughness value while decreasing the flexural strength. The increase in sample thickness was found to result in a decrease in surface roughness values, while leading to an increase in flexural strength values. Combined abrasion, polishing, and glazing reduced surface roughness and improved flexural strength.

Key words: monolithic zirconium, surface finishing processes, thermal cycling, surface roughness, biaxial flexural strength

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Zirkonyum.....	3
2.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı	3
2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum	3
2.2.2. Parsiyel Stabil Zirkonyum	4
2.2.3. Tam Stabil Zirkonyum	5
2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri.....	6
2.3.1. Magnezyum Parsiyel Stabil Zirkonyum (Mg-PSZ)	6
2.3.2. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltrate Alumina (ZTA).....	6
2.3.3. İtiryum Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP).....	6
2.4. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	7
2.4.1. Partikül Boyutu ve Şekli	7
2.4.2. Stabilize Edici Oksit Miktarı.....	8
2.4.3. Sıcaklık ve Nem	9
2.4.4. Zirkonyuma Uygulanan İşlemler	9
2.4.5. Zaman.....	10

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyumun Üretim Şekilleri	10
2.5.1. Yeşil Zirkonyum Bloklar	10
2.5.2. Pre-sinterize Zirkonyum Bloklar	11
2.5.3. Sinterize Zirkonyum Bloklar	11
2.6. Zirkonyum Alt Yapı ve Restorasyonların Üretimi.....	11
2.6.1. Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim (MAD/MAM) Sistemleri	11
2.6.2. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Sistemleri	12
2.6.2.1. CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri.....	12
2.6.2.2. CAD/CAM Sisteminin Avantajları	13
2.7. Monolitik Zirkonyum.....	14
2.7.1. Monolitik Zirkonyum Endikasyonları.....	15
2.7.2. Monolitik Zirkonyum Avantajları.....	15
2.7.3. Monolitik Zirkonyum Dezavantajları	15
2.8. Materyal Yüzeyine Uygulanan Bitirme İşlemleri	16
2.8.1. Aşındırma.....	16
2.8.2. Bitirme ve Polisaj.....	17
2.8.2.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Materyaller	18
2.8.2.2. Bitirme ve Polisaj İşlemlerine Etki Eden Faktörler	19
2.8.3. Glaze	20
2.8.3.1. Overglaze	20
2.8.3.2. Otoglaze (Doğal Glaze).....	20
2.9. Yapay Yaşlandırma İşlemleri.....	21
2.9.1. Çiğneme Simülatörü Uygulanması	21

2.9.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	21
2.9.3. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma.....	22
2.9.4. Otoklav ile Yaşlandırma	22
2.10. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi Testleri.....	22
2.10.1. Geleneksel Profilometre.....	23
2.10.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	23
2.10.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	23
2.11. Bükülme Dayanımı Testleri	24
2.11.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri.....	25
2.11.1.1. Üç Nokta Bükülme Testi.....	25
2.11.1.2. Dört Nokta Bükülme Testi	25
2.11.2. Çift Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri.....	25
2.11.2.1. Halka Üzerinde Top	25
2.11.2.2. Halka Üzerinde Halka	25
2.11.2.3. Üç Top Üzerine Piston	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	26
3.1. Çalışmanın Uygulama Aşamaları	26
3.2. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	27
3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	30
3.3.1. Kontrol Grubu (K).....	32
3.3.2. Aşındırma ve Polisaj Grubu (AP)	32
3.3.3. Aşındırma ve Glaze Grubu (AG)	33
3.3.4. Aşındırma, Polisaj ve Glaze Grubu (APG)	34
3.4. Termal Siklus İşleminin Uygulanması.....	34

3.5. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	35
3.6. Bükülme Dayanım Testi Ölçümü.....	36
3.7. İstatistiksel Analiz.....	38
4. BULGULAR.....	39
4.1. Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi	39
4.1.1. Yüzey İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi	41
4.1.2. Termal Siklus İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi	42
4.1.3. Kalınlık Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi	43
4.1.4. Termal Siklus İşlemi ve Yüzey İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi.....	43
4.1.5. Kalınlık ve Yüzey İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi	45
4.1.6. Termal Siklus İşlemi ve Kalınlık Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi.....	47
4.2. Örneklerin İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi	48
4.2.1. Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi.....	51
4.2.2. Termal Siklus İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi.....	52
4.2.3. Kalınlık Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi	53
4.2.4. Termal Siklus İşlemi ve Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi.....	53

4.2.5. Farklı Kalınlık ve Farklı Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi	55
4.2.6. Termal Siklus İşlemi ve Kalınlık Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi.....	56
5. TARTIŞMA	58
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	75
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ.....	97

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile aşağıda sunulmuştur.

Simgeler ve Kısaltmalar	Açıklama
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
Zr	Zirkonyum
CaO	Kalsiyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonyum
Mg-PSZ	Magnezyum parsiyel stabilize zirkonyum
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alumina
Y-TZP	İtriyum-stabilize tetragonal zirkonyum
TSZ	Tam stabilize zirkonyum
t-m	Tetragonal-monoklinik
PTT	Faz dönüşüm dayanıklılığı
LTD	Düşük ısı bozunması
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
MAD/MAM	Manuel destekli tasarım/manuel destekli üretim
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
±	Artı eksi

Rpm	Devir/Dakika
Mpa	Megapaskal
Gpa	Gigapaskal
Kpa	Kilopaskal
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
Ra	Yüzey ortalama pürüzlülüğü
r1	Destek çemberinin yarıçapı
r2	Yüklenen alanın yarıçapı
r3	Numunenin yarıçapı
ISO	International Organization for Standardization
Ort	Ortalama
SS	Standart sapma
p	Anlamlılık

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum bloğun özellikleri

Tablo 3.2. Çalışmada oluşturulan gruplar

Tablo 4.1. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemleri ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.2. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemleri ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.3. Yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.4. Termal siklus işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.5. Kalınlık gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.6. Termal siklus işlemleri uygulanmayan grupların ve yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.7. Termal siklus işlemleri uygulanan grupların ve yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.8. 1 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.9. 2 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.10. Termal siklus işlemine göre 1 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.11. Termal siklus işlemine göre 2 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.12. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemleri ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.13. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemleri ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.14. Yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.15. Yüzey işlem grupları arası ikili karşılaştırma p değerleri

Tablo 4.16. Termal siklus işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.17. Farklı kalınlık gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.18. Termal siklus işlemi uygulanmayan grupların ve yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.19. Termal siklus işlemi uygulanan grupların ve yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.20. 1 mm kalınlığında farklı yüzey işlemleri gruplarının gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.21. 2 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.22. Termal siklus işlemine göre 1 mm kalınlığındaki grupların iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.23. Termal siklus işlemine göre 2 mm kalınlığındaki grupların MPa ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Stabil olmayan zirkonyum fazları

Şekil 2.2. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü

Şekil 2.3. Faz dönüşüm dayanıklılığı mekanizması

Şekil 2.4. Y_2O_3 yoğunluğunun partikül boyutuna etkisi

Şekil 2.5. Y_2O_3 yoğunluğu ile üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi

Şekil 2.6. Zamanla meydana gelen yaşlanma mekanizması

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum blok

Şekil 3.2. Disklerin monolitik zirkonyum bloktaki tasarımı

Şekil 3.3. Frezleme sonrası elde edilen zirkonyum silindirler

Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı

Şekil 3.5. Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçülmesi

Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan polisaj kiti

Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan glaze materyali

Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı

Şekil 3.9. Termal siklus işlemi uygulanan ve uygulanmayan örnek grupları

Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan universal test cihazı

Şekil 3.12. Üç top üzerine piston testinin uygulanması

Şekil 4.1. Çalışma grupları yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.2. Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.3. Farklı yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.4. Termal siklus işlemi ve farklı yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.5. Farklı kalınlık ve farklı yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.6. Termal siklus işlemine göre 1 ve 2 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

Şekil 4.7. Çalışma gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

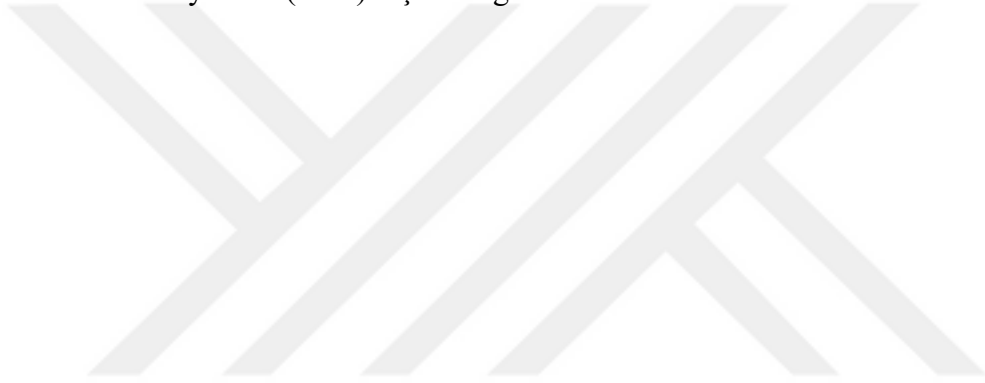
Şekil 4.8. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemleri ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

Şekil 4.9. Yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

Şekil 4.10. Termal siklus işlemleri ve yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

Şekil 4.11. Kalınlık ve yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

Şekil 4.12. Termal siklus işlemine göre 1 ve 2 mm kalınlığındaki grupların iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri





1. GİRİŞ

Günümüzde artan estetik beklentiler ve teknolojik ilerlemeler doğrultusunda CAD-CAM sistemlerinin restorasyon üretiminde kullanılması yaygınlaşmıştır. Estetik olarak kabul edilebilir, biyouyumluluğu yüksek ve üstün fiziksel özelliklere sahip materyallerin geliştirilmesi zorunlu hale gelmiştir (1). Bu nedenlerle, tam seramik restorasyonlar, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş hekimliği pratiğinde yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (2). Tam seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan seramik türlerinden biri de zirkonyumdur (3). Zirkonyum, protetik tedavilerde hem altyapı malzemesi hem de monolitik formda kullanılabilir. Altyapı malzemesi olarak zirkonyum kullanıldığında, son restorasyon formunun dental porselen ile oluşturulması gerekmektedir; ancak monolitik zirkonyumda bu gereksinim ortadan kalkmakta ve böylece üst yapı porseleninin altyapıdan ayrılması (chipping) gibi sorunlar en aza indirgenmektedir (4, 5).

Monolitik zirkonyum restorasyonlarda, CAD-CAM sistemleri ile elde edilen yüksek hassasiyet ve doğruluğa rağmen, restorasyonun teslimi öncesinde çeşitli yüzey düzenlemelerinin yapılması gerekmektedir (6, 7). Bu yüzey işlemleri, materyalin yüzey yapısını etkileyerek, optik ve mekanik özelliklerde değişimlere yol açabilmektedir (8). Restorasyonların son aşamasında elmas frezler ile gerçekleştirilen kontur düzenleme, okluzal ve interproksimal uyumlamalar mevcut glaze tabakasının ortadan kalkmasına neden olur. Bu durum, yüzey pürüzlülüğünün artmasına, materyalin renginin ve parlaklığının olumsuz etkilenmesine ve restorasyonların çabuk renklenmesine yol açar (9, 10). Bu olumsuzlukları gidermek için yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması zorunludur (11). Yüzeyin tekrar parlak ve pürüzsüz hale getirilmesi amacıyla, aşındırıcı partiküller içeren zımpara kağıtları, silikon karbür (SiC) kumlama, elmas ve karbit frezler, lastikler, silikon veya elmas partiküllü polisaj setleri ve elmas partikül içerikli polisaj patları gibi çeşitli yüzey bitirme ve polisaj yöntemleri uygulanmaktadır. Bu işlemler, yüzeyin mekanik olarak düzeltilmesini ve pürüzsüz hale getirilmesini sağlamakta, ardından yapılan glaze uygulaması ile restorasyonun estetik görünümü ve fonksiyonel performansı

önemli ölçüde iyileştirilmektedir. Bu kapsamlı bitirme işlemleri, restorasyonun uzun dönem klinik başarısını artırmak için kritik öneme sahiptir (12).

Restorasyon materyallerinin mekanik özelliklerinin, ağız ortamındaki koşulların taklit edilerek incelenmesi ve elde edilen sonuçların değerlendirilmesi klinik açıdan büyük önem taşımaktadır. Ağız ortamında meydana gelen sıcaklık değişimlerinin, materyalin uzun dönem dayanıklılığı üzerinde etkili olabileceği bilinmektedir. Bu bağlamda, *in vitro* koşullarda ağız ortamını taklit eden termal siklus parametrelerinin kullanımı, materyallerin performansını ve ömrünü değerlendirmede değerli bilgiler sunabilir (13, 14).

Literatürde, farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü ve mekanik dayanımı üzerine etkilerini değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen, farklı kalınlıklarda hazırlanmış, farklı yüzey işlemi ve termal siklus uygulanmasının monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü ve mekanik dayanımı üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalar sınırlıdır.

Bu *in vitro* tez çalışmasının amacı farklı kalınlıklarda hazırlanmış monolitik zirkonyum örneklerine farklı yüzey işlemleri ve termal siklus uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanımına etkisinin incelenmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, farklı kalınlıklarda üretilen monolitik zirkonyum materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri ve termal siklus uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanımı üzerine bir etkisinin olmadığı şeklinde öngörülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

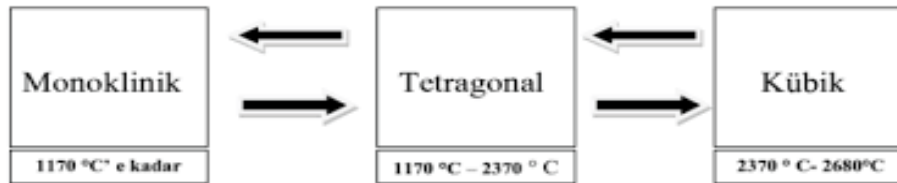
2.1. Zirkonyum

Zirkon ismi, altın rengini ifade eden 'zargon' kelimesinden türemiştir. 'Zargon' ise Farsça kökenli olup, 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinin birleşiminden meydana gelmiştir. Zirkonyum, periyodik tabloda 5. periyot ve 4B grubunda yer alır ve simgesi 'Zr' olarak gösterilir. Oda sıcaklığında grimsi renkli katı bir element olan zirkonyumun atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22 g/mol'dür. Yoğunluğu 6.49 g/cm³ olan zirkonyumun, erime sıcaklığı 1855 °C, kaynama sıcaklığı 4409°C'dir. Heksagonal kristal yapıya sahip olan bu elementin mekanik özellikleri ise dental seramiklerle kıyaslandığında oldukça üstündür (15). Zirkonyumun bükülme direnci 900-1200 MPa (16, 17), ve elastiklik modülü ise 200 MPa'dır (15). Yüksek sıcaklıklara, aşınmaya ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz; çeşitli bileşikler halinde yer alır ve bunlardan biri de zirkonyum oksittir. Zirkonyum oksit (ZrO₂) ilk kez 1790 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından tesadüfen keşfedilmiştir (18). Zirkonyum oksit, zirkonya veya baddeleyit olarak adlandırılır (15, 19).

2.2. Zirkonyumun Mikro Yapısı

2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum

Zirkonyum, polimorfik bir yapıya sahip bir materyaldir. Zirkonyum kristalleri, kristal yapılarına göre monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olmak üzere üç farklı fazda bulunabilir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik (m) faz, 1170 °C'den 2370 °C'ye kadar tetragonal (t) faz ve 2370 °C'nin üzerinde kübik (k) fazda bulunur (20, 21).



Şekil 2.1. Stabil olmayan zirkonyum fazları

Zirkonyum, sinterleme işlemi esnasında tetragonal fazda olup, oda sıcaklığında monoklinik faza dönüşür (20, 22). Sinterleme işlemi sonrası soğuma aşamasında, 100°C ile 1070°C arasında tetragonal-monoklinik (t-m) faz dönüşümü meydana gelir. Bu dönüşüm kontrolsüz gerçekleşirse, %3-5 oranında bir hacim artışı gözlenir. Faz dönüşümü sonucu oluşan stres materyalin dayanıklılığını arttırsa da, bu faz değişiminin kontrol altına alınması büyük önem taşır. Aksi takdirde, oluşan hacim artışı iç gerilimlere yol açarak çatlakların oluşmasına ve materyalin kırılmasına neden olabilir. Bu sorunu önlemek amacıyla, zirkonyumun yapısına kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂), itriyum oksit (Y₂O₃) gibi stabilize edici oksitler eklenerek faz dönüşümü kontrol altına alınır ve böylece materyal daha kararlı hale getirilir (23). Günümüzde en yaygın kullanılan stabilize edici oksit Y₂O₃'tir (24).

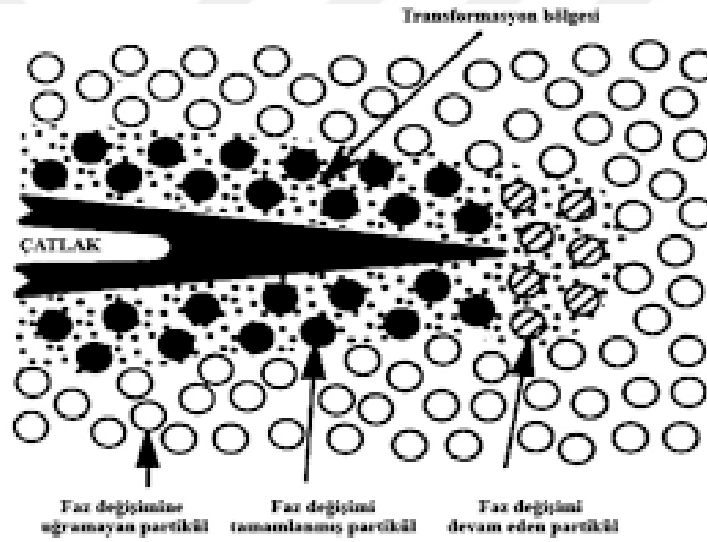


Şekil 2.2. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü (25)

2.2.2. Parsiyel Stabil Zirkonyum

Parsiyel stabil zirkonyum (PSZ), saf zirkonyuma düşük oranlarda stabilize edici oksitler (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃) eklenmesiyle elde edilir. Saf zirkonyum, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda sıcaklığına geldiğinde ise saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı bir hal alır. Sonuç olarak oda sıcaklığında parsiyel stabil zirkonyumun yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur (15, 26). PSZ bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, materyal içindeki kübik matrise baskı uygulanmaya başlar ve kübik matris içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar (22, 27). Aşındırma, kumlama veya termal yaşlandırma gibi yüksek bölgesel stres koşullarında

da, bu faz dönüşümü gerçekleşebilir (28, 29). Bu dönüşüm sırasında %3-5 oranında lokal bir hacim artışı meydana gelir. Kristaller büyüdükçe bu hacim artışı, çatlak hattı etrafında sıkıştırıcı gerilmeler oluşturur ve bu gerilmeler, mikro çatlakların ilerlemesini zorlaştırır. Tetragonal fazdan monoklinik faza gerçekleşen bu dönüşüm sürecine "faz dönüşümü dayanıklılığı" (Phase Transformation Toughening, PTT) adı verilir (30). Ancak araştırmalar, bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşumunu tamamen engellemediğini, yalnızca mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığını göstermiştir. PTT, materyalin bir çatlak varlığında gelen yüklere karşı direnç gösterme kapasitesi olarak tanımlanmıştır (29, 31).



Şekil 2.3. Faz dönüşüm dayanıklılığı mekanizması (32)

2.2.3. Tam Stabil Zirkonyum

Tam stabil zirkonyum (TSZ), zirkonyuma %16 mol CaO, %16 mol MgO ve %8 mol Y_2O_3 ilavesiyle elde edilir ve yapısında kübik faz barındırır. Ancak TSZ seramiklerin kırılma direnci, dayanıklılığı ve termal değişimlere karşı dirençleri düşüktür. Kübik fazın varlığı, sinterleme işlemi için gereken sıcaklığın daha yüksek olmasına neden olur (15, 19). Buna karşılık, parsiyel stabil zirkonyum, daha iyi mekanik özellikler sunarak daha işlevsel bir materyal olarak öne çıkar (33).

2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri

2.3.1. Magnezyum Parsiyel Stabil Zirkonyum (Mg-PSZ)

Ticari olarak Mg-PSZ bileşiminde %8-10 mol MgO bulunur. Magnezyum parsiyel stabil zirkonyum ile ilgili birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, bu materyal diş hekimliğinde yaygın kullanımda başarılı olamamıştır. Bunun temel nedenleri arasında, materyalin büyük gren boyutları (30-60 μm), yüksek porozite seviyesi, düşük mekanik özellikleri ve sinterleme sıcaklığının oldukça yüksek olması (1680-1800°C) yer alır. Bu yüksek sıcaklık, özel fırınlar gerektirdiği için pratik zorluklar yaratmaktadır (34, 35).

Mg-PSZ'ye örnek olarak Denzir-M gösterilebilir (36).

2.3.2. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltrate Alumina (ZTA)

Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam infiltrate alumina (ZTA) materyalinde alüminyum oksit bileşenine, %33 oranında seryum ile stabilize edilmiş zirkonyum (12Ce-TZP) eklenmiştir. Materyal, 1100°C'de iki saat boyunca sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu uygulanmıştır. Bu işlem sonucunda yapının %23'ü cam fazından oluşur (35). ZTA'ya örnek olarak In-Ceram gösterilebilir (37).

2.3.3. İtiryum Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP)

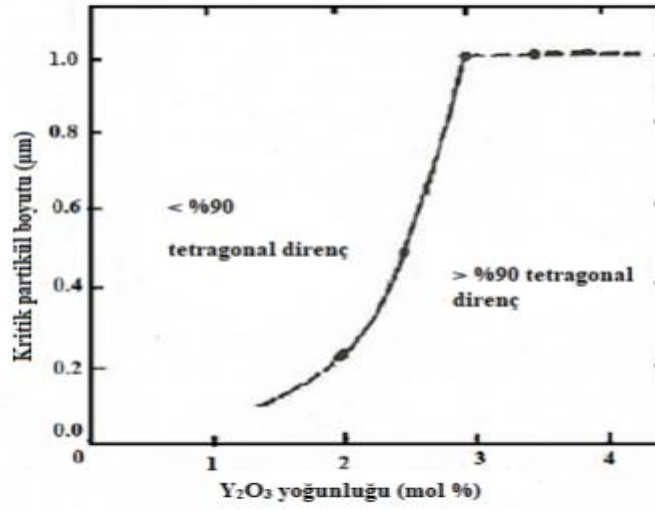
Saf zirkonyumun yapısına %2-3 oranında Y_2O_3 eklenmesiyle, oda sıcaklığında tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir (24). Bu yapı içerisinde rastgele dağılmış olan Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyumun stabilizasyonunu sağlar (38). Yoğun sinterlenmiş bu kristal yapı, camsı faz içermez ve minimum düzeyde çatlak barındırır (39). Y-TZP, tetragonal fazda stabilize edilmiş olup, termal ya da mekanik uyarılar monoklinik faza dönüşüme neden olabilir. Bu faz dönüşümü, Y-TZP'nin dayanıklılığını artırır (40). Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmiş Y-TZP elde etmek için, tanecik boyutunun 0,8 μm 'den küçük olması gerekmektedir. Ancak, taneciklerin aşırı derecede küçük olması durumunda t $\rightarrow$ m faz dönüşümü inhibe edilebilir (19, 41). 3Y-TZP ilk kez, dental implant ve post materyali olarak kullanılmıştır. CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte, 3Y-TZP, ön ve arka bölgelerde kullanılan kuronlar ve çok üyeli köprü protezlerinde de yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (22, 42).

Y-TZP'nin biyouyumluluğu konusunda kapsamlı araştırmalar yapılmış olup, bu materyal ile ilgili herhangi bir lokal ya da sistemik yan etkiye rastlanmamıştır (24, 34). 3Y-TZP'nin beyaz rengi, üretim sırasında eklenen belirli renklendirici elementlerle kolayca renklendirilebilir. Örneğin, 3Y-TZP tozuna çözünebilir nitrit ve nitratlarının eklenmesi ile sinterleme sırasında nitrojen taşıyan anyonlar uzaklaşır ve 3Y-TZP'nin kristal yapısı içerisinde renklenmeyi sağlayan katyonlar bırakılır (29).

2.4. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.4.1. Partikül Boyutu ve Şekli

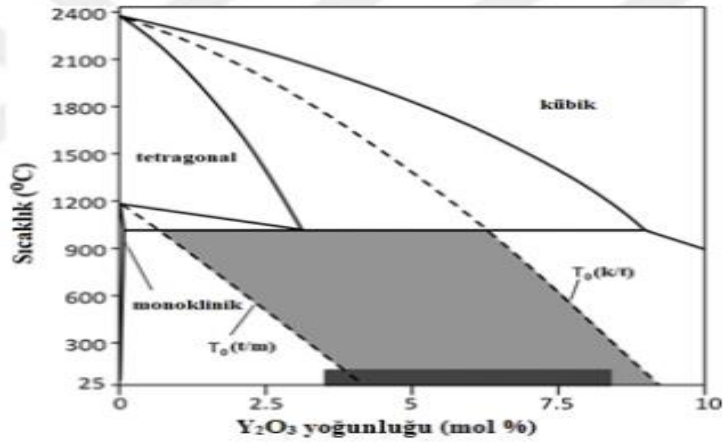
Zirkonyumun partikül boyutu, mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Partiküllerin ince grenli ve homojen bir dağılıma sahip olması, zirkonyumun mekanik performansı açısından kritiktir (15). Maksimum kırılma dayanımına ulaşabilmek amacıyla ortalama %2 Y_2O_3 ve 0,3 μm partikül boyutu gerekli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ancak, Y_2O_3 oranı %3'e çıkarıldığında partikül boyutu 1 μm 'ye yükselmiş ve buna bağlı olarak zirkonyumun mekanik özelliklerinde bir azalma görülmüştür (43). Ayrıca, partikül boyutunun 0,2 μm 'den daha küçük olduğu durumlarda t-m faz dönüşümünün gerçekleşmeyeceği ve kırılma dayanımının düşeceği belirtilmiştir (44). Aynı şekilde partikül boyutu 1 μm 'yi aştığında ise t-m faz dönüşümü kendiliğinden başlamış ve bu durumun materyalin dayanıklılığının azalmasına neden olduğu bulunmuştur (45). Partikül boyutunun büyümesi, Y-TZP'nin tetragonal fazının daha kararsız hale gelmesine ve materyalin bozunmaya karşı daha hassas olmasına neden olur (24).



Şekil 2.4. Y₂O₃ yoğunluğunun partikül boyutuna etkisi (15)

2.4.2. Stabilize Edici Oksit Miktarı

Bazı çalışmalar saf zirkonyumun yapısına %2-3 oranında Y₂O₃ ilave edildiğinde, zirkonyumun en iyi mekanik özellikleri sergilediğini göstermektedir. Bunun yanında Y₂O₃ miktarı arttıkça tanecik boyutları artar, tetragonal fazın oranı azalır ve zirkonyumun mekanik özellikleri zayıflar (15, 29, 46). Bu durum ayrıca sinterleme sıcaklığının düşmesine ve zirkonyumun yapısında görülen porozitenin artmasına neden olur. Bu oran %8 üzerine çıktığında ise faz dönüşümü durur ve materyal tamamen stabilize hale gelir (29).



Şekil 2.5. Y₂O₃ yoğunluğu ile üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi (29)

2.4.3. Sıcaklık ve Nem

Zirkonyumun mekanik özellikleri, sıcaklık artışıyla olumsuz etkilenir. Sıcaklık artışının etkisiyle t-m dönüşümü kendiliğinden gerçekleşir ve zirkonyum bu faz dönüşümü sonucu yarı stabil yapısını kaybeder. 200-300°C'yi aşan sıcaklıklar, zirkonyumun t-m faz dönüşümü oranını arttırarak materyalin kırılma dayanımını düşürmektedir (15, 47, 48). Bu durumda gözlenen kendiliğinden t-m faz dönüşümü, düşük ısı bozunması (Low-Temperature Degradation-LTD) olarak adlandırılır (40, 49). Düşük ısı bozunmasının, zirkonyuma uygulanan yüzey işlemleri, zirkonyumun mikro yapısı gibi faktörlerden etkilendiği tespit edilmiştir (50).

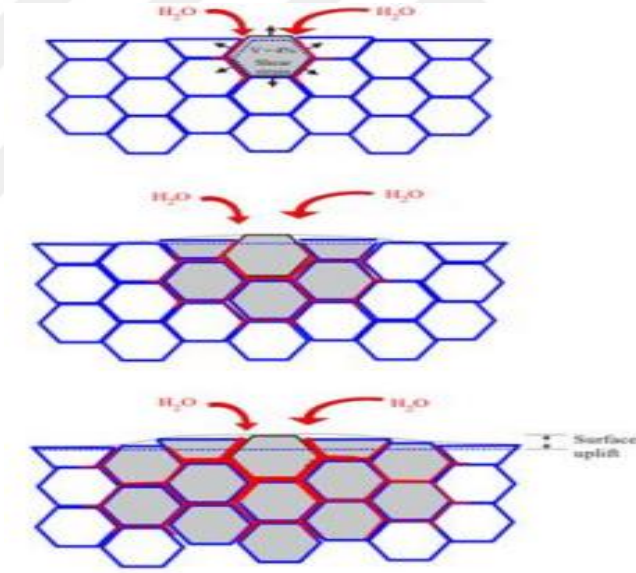
Ortamda nem varlığı zirkonyumun yapısında yaşlanmaya yol açar (24). Stabilize zirkonyumun nemli bir ortamda ve 100-400°C aralığındaki sıcaklıklarda t-m faz dönüşümüne uğradığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (43, 51).

2.4.4. Zirkonyuma Uygulanan İşlemler

Restorasyon yüzeyinde okluzal ve marjinal uyumlama amacıyla yapılan yüzey aşındırması, pürüzsüz ve parlak yüzey sağlamak için uygulanan polisaj işlemi gibi yüzey işlemleri kontrolsüz t-m faz dönüşümüne yol açarak zirkonyum materyalinin mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir (52). Ayrıca polisaj işlemi, yüzey aşındırma işlemi sonrası oluşan kusurları ortadan kaldırdığı için zirkonyumun mekanik özelliklerini olumlu etkileyebilir (53). Restorasyon bitiminde glaze uygulaması sıklıkla tercih edilen bir yüzey işlemidir. Glaze uygulaması, yüzeydeki porozite ve mikroçatlakları doldurarak materyalin yüzeyini daha pürüzsüz hale getirir. Bu durum, materyalin aşınma direncini arttırır (54). Restorasyonun simantasyon başarısını arttırmak amacıyla kumlama, asit ile pürüzlendirme, lazer uygulama gibi yüzey işlemleri kontrolsüz t-m faz dönüşümüne neden olarak materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir (17). Yüzey bitim işlemlerinde farklı yöntemlerin uygulanması, zirkonyum materyalinin mekanik özelliklerini değiştirebilir (55, 56).

2.4.5. Zaman

Zirkonyum, camsı bir matriks içermeyen, tamamen polikristalin yapıya sahip bir seramik materyaldir. Camsı matrikse sahip seramikler, ağız ortamında tükürükle etkileşime girerek çatlak oluşumuna ve materyalin bozulmasına yol açabilir. Ancak, zirkonyumun camsı matrikse sahip olmaması, bu tür klinik başarıyı etkileyen faktörlerin oluşumunu azaltır. Bu özelliği, zirkonyumu ağız içi uygulamalarda daha dayanıklı ve güvenilir bir seçenek haline getirir. Aynı zamanda, faz dönüşüm mekanizması sayesinde yapısal dayanıklılık sağlanarak çatlak oluşumu engellenir fakat zirkonyumda zamanla meydana gelen kontrolsüz t-m faz dönüşümü sonucu bir "yaşlanma" durumu ortaya çıkabilir (39, 43). Bu olay zirkonyumun yapısında bazı değişmelere neden olur bunlar yarı kararlı yapının kaybolmasıyla beraber mekanik özelliklerin olumsuz etkilenmesidir (29, 57).



Şekil 2.6. Zamanla meydana gelen yaşlanma mekanizması (58)

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyumun Üretim Şekilleri

2.5.1. Yeşil Zirkonyum Bloklar

Zirkonyum tozlarının, ısıtma işlemi uygulanmaksızın özel bağlayıcı ajanlarla preslenmesiyle elde edilen sinterlenmemiş zirkonyum bloklardır. Tebeşir kadar yumuşaktır ve bu sayede işlenmesi oldukça kolaydır. Ancak bu bloklar düşük stabiliteye sahip olup, gözenekli bir yapıya sahiptirler. Tam sinterleme gerçekleştirildiğinde, %25 oranında bir hacim kaybı

meydana gelir; bu nedenle restorasyonlar, bu büzülmeyi telafi edecek şekilde tasarlanmalıdır. Günümüzde bu tip bloklar, yaygın olarak kullanılmamaktadır (59–61).

2.5.2. Pre-sinterize Zirkonyum Bloklar

Yeşil zirkonyum bloğun 500 C’de yaklaşık 30 dakika fırınlanmasıyla elde edilir. Bu bloklar yarı sinterlenmiş veya sinterlenmemiş bloklar olarak adlandırılır. Bu materyaller, su soğutmalı ortamlarda elmas ve tungsten karbit frezler kullanılarak "green machining" adı verilen bir işlemle frezlenerek şekillendirilir. %20-30 oranında büzülme meydana geldiği için, restorasyon bu büzülme oranına uygun şekilde daha büyük boyutlarda hazırlanır ve sinterleme işlemi tamamlanır (52, 60, 61).

2.5.3. Sinterize Zirkonyum Bloklar

1300 C’de  n sinterleme işlemine tabi tutulan zirkonyum bloklar, izostatik bir ortamda 1000 bar’lık yüksek basınç altında 1400-1500 C’ye kadar ısıtılarak tanecik yoğunluğu artırılır. Isıtma işlemi genellikle argon gazı kullanılarak gerçekleştirilir. Sinterleme esnasında bloklar siyaha yakın bir renk alır, ardından uygulanan ek bir ısıtma işlemi ile beyaz renge döner ve sinterizasyon süreci tamamlanır. Materyalin sert yapısı nedeniyle işlenmesi zordur ve elmas frezlerin aşınması gibi sorunlar ortaya çıkabilir. Bu bloklar, sinterleme sırasında boyut değişikliği göstermez ve gerçek boyutlarında üretilir. Yeşil zirkonyum bloklara kıyasla %20 oranında daha yüksek aşınma diren i gösterirler, ancak daha yoğun ve gözenekli bir yapı sergilerler (15, 52, 60, 61).

2.6. Zirkonyum Alt Yapı ve Restorasyonların  retimi

2.6.1. Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli  retim (MAD/MAM) Sistemleri

Yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklar, bu sistem kullanılarak tasarlanıp frezeleme işlemi ile  retilabilmektedir. Frezeleme ile üretim işlemi tamamlandıktan sonra materyal sinterleme sürecine tabi tutulur (62). Bu sistemin tasarım aşaması, CAD/CAM sistemlerine kıyasla farklı bir iş akışına sahiptir. Prepare edilen dişten elde edilen daylı model üzerinde, üretilecek olan restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılır. Model daha sonra cihaza aktarılır ve tüm yüzeyleri lazer veya mekanik bir sensör aracılığıyla taranır. Restorasyon, gerçek boyutlarına sinterleme sonrasında

ulaşacağı için, sinterleme öncesinde büzülmeyi karşılayacak şekilde daha büyük tasarlanması gerekmektedir (63).

2.6.2. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Sistemleri

Bu sistem, elde edilen son modelin üç boyutlu görüntüsünün optik bir tarayıcı aracılığıyla bilgisayara aktarılması, özel bir yazılım yardımıyla restorasyonun üç boyutlu tasarımının yapılması ve bu tasarımın cihaza yerleştirilmiş olan bloktan işlenerek şekillendirilmesi prensibi ile çalışmaktadır (59). Restorasyon üretiminde ekleme (hızlı prototipleme ya da 3D yazıcı) ve eksiltme (aşındırma yada milledme) olmak üzere iki temel yöntem kullanılır (64). Eksiltme yöntemi sert frezeleme ve yumuşak frezeleme olmak üzere iki farklı şekilde uygulanır. Sert frezeleme tekniğinde, tam sinterlenmiş bloklar işlenirken; yumuşak frezeleme tekniğinde, pre-sinterize bloklar kullanılır. Sert frezeleme yöntemi, işlem sonrasında ilave bir sinterleme gerektirmeyen sert zirkonyum bloklarının aşındırılması esasına dayanır. Yumuşak frezeleme tekniğinde ise, pre-sinterize blokların kullanılması nedeniyle işlem sonrasında materyalin sinterlenmesi gerekmektedir. Bu sinterleme işlemi, materyalin yaklaşık %25 oranında büzülmesine neden olmaktadır (65).

2.6.2.1. CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri üç temel bileşenden oluşmaktadır:

Tarayıcı

Prepere dişlerin üç boyutlu olarak taranarak, bilgisayar tarafından işlenebilecek uygun verilere dönüştürülmesini sağlar. Diş hekimliğinde üç farklı tür tarayıcı kullanılmaktadır:

1. Mekanik tarayıcılar: Çalışma modelinin tüm yüzeyi, iğne ya da pin ile temas ettirilerek taranır.
2. İntraoral tarayıcılar: Prepere dişlerin, komşu dişlerin, karşıt dişlerin ve çevre dokuların dijital görüntüsü alınır.

3. Optik tarayıcılar: Çalışma modelinin yüzeyi beyaz veya renkli ışıkla optik olarak taranır (66).

Yazılım

Restorasyonların üç boyutlu tasarımı ve planlamasının bilgisayar ortamında yapılmasını sağlar. Tarayıcıdan alınan veriler doğrultusunda uygun altyapı tasarlanır (60).

Donanım

Donanım, frezeleme ve aşındırma cihazlarını içerir. CAD ünitesinde tasarlanan restorasyon, CAM ünitesine aktarılır. Aşındırma işlemi tamamen CAM ünitesi tarafından gerçekleştirilir (67).

2.6.2.2. CAD/CAM Sisteminin Avantajları

- CAD/CAM sistemleri, geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırarak işlem süresini hızlandırır.
- Kısa sürede daha yüksek kalitede restoratif materyallerin üretimine olanak tanır.
- Hata riskini büyük ölçüde düşürür.
- İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek olası çapraz kontaminasyonları engeller.
- Diş hekimliğinde seramik materyallerin kondensasyon, eritme ve kaynaştırma işlemlerini azaltır.
- Tek seanslık uygulamalarla hem hasta hem de hekim için zaman tasarrufu sağlar (68–70).

2.6.2.3. CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları

- CAD/CAM restorasyonlarının kullanımını kısıtlayan en temel faktörlerden biri, sistemlerin üretim maliyetlerinin yüksek olmasıdır.

- Monokromatik blokların kullanımı, estetik beklentileri her zaman karşılayamamakta, özellikle doğal dişlerle uyum sorunları yaşanabilmektedir. Bu durum, restorasyonların görünüm açısından ideal sonuç vermesini engelleyebilir.
- CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan blokların renk çeşitliliğinin sınırlı olması, özellikle estetik bölgelerde tatmin edici sonuçlar alınmasını zorlaştırmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların geliştirilmesiyle bu sorun kademeli olarak çözülmektedir.
- Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin dijital ortamda taranması zorluk yaratabilir (69, 71, 72).

2.7. Monolitik Zirkonyum

Zirkonyum restorasyonlar, üstün mekanik özelliklere ve yüksek biyouyumluluğa sahiptir; ancak geleneksel zirkonyum materyalleri estetik açıdan zayıf, opak beyaz renkte olmaları nedeniyle estetik beklentileri karşılamada yetersiz kalmaktadır. Bu doğrultuda, daha estetik restorasyonlar elde etmek için zirkonyum, sıklıkla tabakalama tekniği kullanılarak feldspatik seramik ile kaplanmakta ve altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Tabakalama tekniğiyle oluşturulan restorasyonlarda başarıyı etkileyen önemli faktörlerden biri, altyapı materyali ile üstyapı (veneer) seramiğinin termal genleşme katsayıları arasındaki farklılıklardan kaynaklanan iç gerilimlerdir. Bu gerilimler materyalin dayanım sınırını aştığında mikro çatlaklar meydana gelmektedir. Bu mikro çatlaklar "chipping" adı verilen porselen kopmaları şeklinde ortaya çıkarak restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkilemektedir (53, 73). Koheziv kırılmaları (chipping) önlemek amacıyla, CAD/CAM yöntemiyle üretilen veneer kısmının zirkonyum altyapıya sinterlenmesi (CAD-on tekniği), üstyapı porseleninin basınçla zirkonyum altyapıya uygulanması (press-on tekniği) ve press-on tekniğine ek olarak tabakalama yöntemi uygulanması (double veneering tekniği) gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Ancak, bu teknikler koheziv başarısızlıkları tamamen engelleyememiştir (74–76). Bu sorunları aşmak amacıyla, CAD/CAM sistemleriyle üretilen ve tek yapıdan oluşan monolitik zirkonyum restorasyonlar geliştirilmiştir (77). Monolitik zirkonyum, kısmen itriyum ile stabilize edildiğinden, yüksek boyutsal stabilite, 1570 MPa'lık yüksek bükülme direnci ve 2600°C'ye kadar dayanabilen yüksek ısı direnci gibi avantajlar sunmaktadır (4). Ayrıca,

aşınma dirençlerinin doğal dişe çok yakın olması nedeniyle karşıt dişte aşınmaya neden olmadığı bildirilmiştir (78). Veneer seramik sistemlerinde interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kırılmalar meydana gelebilirken, monolitik zirkonyum restorasyonlar, yüksek kırılma direnci sayesinde 0,5 mm'lik okluzal mesafede dahi güvenle kullanılabilir. *In vitro* çalışmalar da monolitik zirkonyumun, arka bölgelerde okluzal mesafenin yetersiz olduğu alanlarda güvenle kullanılabileceğini desteklemektedir (78, 79).

2.7.1. Monolitik Zirkonyum Endikasyonları

- Yetersiz interokluzal mesafede,
- Uzun gövdeli sabit protezlerde,
- Tüm ark sabit protezlerde,
- Endokron, inley ve onley restorasyonlarda,
- İmplant üstü restorasyonlarda kullanılabilir (80).

2.7.2. Monolitik Zirkonyum Avantajları

- Yüksek translusens özelliği gösterirler bu nedenle estetikirler ve özel boyama ajanları ile boyanabilirler.
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilirler.
- Yüksek ısı dayanımına (2600°C) sahiptirler.
- Yüksek bükülme direncine (1570 MPa) sahiptirler.
- Aşınma dirençleri doğal dişe benzerlik gösterir.
- Diğer restorasyon materyallerine göre dişte daha az preparasyon gerektirirler (4, 81).

2.7.3. Monolitik Zirkonyum Dezavantajları

- Üretim aşamasında kullanılan cihazlar, frezler ve blokların maliyeti düşünüldüğünde geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır.

- Tabakalama tekniği uygulanmış bir veneer seramiğe göre diş benzeri görünüm elde etmek daha zordur.
- Laboratuvar aşamaları zordur.
- Restorasyonun ağızda uyumlama işlemleri geleneksel restorasyonlara göre daha zordur.
- Tamir edilmesi mümkün olmayabilir (82).

2.8. Materyal Yüzeyine Uygulanan Bitirme işlemleri

2.8.1. Aşındırma

Monolitik zirkonyum restorasyonların doğru oklüzal ve proksimal temaslarını sağlamak amacıyla,üretim tamamlandıktan sonra hasta başında veya laboratuvar ortamında el aletleri ile çeşitli aşındırma işlemleri uygulanması gerekmektedir (83, 84). Bu aşındırma işlemlerinde kullanılan frezlerin keskinliği, gren sayısı ve boyutu, frez dönüş yönü, aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet gibi faktörler, restorasyonun yzeyzelliklerini etkileyennemli parametrelerdir (17, 19). Aşındırmanın kuru ortamda yapılması yüksek sıcaklık oluşumuna neden olacağından, mekanikzellikleri olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle, aşındırma işlemi su soğutması altında gerçekleştirilmelidir (16). Frezle yapılan aşındırma işlemi, restorasyonun yzeyzelliklerini, yüzey enerjisini ve yüzey pürüzlülük değerini değiştirmektedir (85). Yüzey pürüzlülüğündeki artış, restorasyonda veya karşıt dişte aşınmaya neden olabilmekte ve restorasyonun yüzey enerjisini artırarak ağız içi ortamda yaşlanmaya daha duyarlı hale getirmektedir (86). Döner aletlerle aşındırma işlemi, materyalin yüzeyinde aşırı stres oluşturarak istenmeyen faz dönüşümüne, çatlaklara ve derin yüzey kusurlarına yol açmakta ve bu durum, materyalin bükülme direncinin azalmasına neden olmaktadır (16, 87). Aşındırma işlemi uygulanan zirkonyum materyalin yüzeyinde meydana gelen tanecik hareketi sonucu yüzeyde sıkıştırıcı bir tabaka oluşmakta ve bu durum zirkonyum seramiklerde baskı stresinin artmasına yol açmaktadır. Zirkonyum materyalinin dayanıklılığındaki artış, faz dönüşümüne uğrayan zirkonyumun hacmi ve yüzeyde oluşan sıkıştırıcı tabakanın derinliği ile doğru orantılıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise zirkonyumun meta-stabilitesine ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu belirtilmiştir (16).

2.8.2. Bitirme ve Polisaj

Aşındırma işlemi yapıldıktan sonra restorasyonun pürüzlü yapıdan daha az pürüzlü bir forma dönüştürülmesi amacıyla gerçekleştirilen işlemler "yüzey bitirme işlemleri" olarak adlandırılmaktadır. Yüzey bitirme işlemi uygulanmış materyalin daha düzgün ve pürüzsüz bir forma dönüştürülmesi işlemine ise "polisaj işlemi" denir. Bu işlemler, sırasıyla ve birbirine uyumlu şekilde gerçekleştirilmelidir (88). Polisaj işleminin temel amacı, parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde etmektir. Bu işlem, küçük grenli aşındırıcılar kullanılarak uygulanabileceği gibi, polisaj kitleri aracılığıyla da gerçekleştirilebilir. Polisaj kitlerinde, farklı aşamalar için çeşitli boyutlarda grenlere sahip polisaj aletleri bulunur (89). Polisaj işleminde kullanılan aletler arasında elmas ve tungsten karbit frezler, alüminyum oksit diskler, lastik diskler, silikon diskler, keçeler, aşındırıcı taşlar ve elmas pastalar yer almaktadır. Polisaj işlemi, antagonistik diş aşınmasını önlemek, çatlak ilerlemesini engellemek ve biyomekanik hasara yol açabilecek kusurları minimuma indirmek amacıyla uygulanmaktadır (90). Zirkonyum restorasyonlara uygulanan polisaj işlemi, karşıt dişlerin aşınmasını önlemek veya en aza indirmek açısından büyük önem taşımaktadır. Ayrıca, restorasyon yüzeyinde yapılan uyumlandırma ve aşındırma işlemlerinin neden olduğu olumsuzlukları gidererek restorasyonun dayanıklılığını artırır ve estetik görünümün devamlılığını sağlar (53). Restorasyonun uygun şekilde polisajlanması için, kaba düzeltme, konturlama, ara bitirme ve son parlatma işlemlerinin sıralı bir şekilde yapılması gerekmektedir (91).

Kaba düzeltme ve konturlama, 100 µm veya daha büyük gren boyutuna sahip aşındırıcılar kullanılarak restorasyondaki büyük yüzey bozukluklarının giderilmesidir (91).

Ara bitirmede, önceki işlemde oluşan çizikler ve yüzey kusurları giderilerek restorasyonun son formu ve konturu sağlanır. Pürüzlü yüzeylerden pürüzsüz yüzeye geçişin başlangıcıdır ve bu aşamada kullanılan aşındırıcıların gren boyutu 20-100 µm arasında değişir.

Son parlatma, parlak bir yüzey elde etmek amacıyla 0.3-20 µm boyutunda parlatma pastaları kullanılarak son aşama gerçekleştirilir (91–93).

Zirkonyum için üretilmiş ve elmas gibi yüksek aşındırıcı özelliklere sahip partiküller içeren bir, iki veya üç aşamalı polisaj setleri geliştirilmiştir (98). Her bir polisaj sistemi; birincil aşındırıcı, destekleyici aşındırıcı ve aşındırıcı sabitleyici maddeden oluşur. Birincil aşındırıcı, polisaj etkisini belirler.

Elmas partiküller içeren polisaj lastikleri, içerdiği gren boyutlarına göre ince (0-10 µm), orta (10-100 µm) ve kalın (100-500 µm) olmak üzere üç gruba ayrılır.

Zirkonyum polisaj setleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

1 aşamalı: Sadece ince polisaj frezi içermektedir.

2 aşamalı: Orta ve ince polisaj frezlerini içermektedir.

3 aşamalı: Kalın, orta ve ince polisaj frezlerini içermektedir (94).

2.8.2.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Materyaller

Dental frezler, elmas ve tungsten karbit frezler olarak iki gruba ayrılır. Elmas frezler, genellikle daha yüksek hızlarda, tungsten karbit frezler ise daha düşük hızlarda kullanılmaktadır. Dental taşların içeriklerine göre renkleri değişir. Silikon karbit içeren taşlar yeşil renkte olup, metal şekillendirme işlemlerinde kullanılır. Alüminyum oksit içeren beyaz renkteki taşlar ise porselen ve kompozit gibi materyallerin bitirme ve polisajında tercih edilir. Lastik diskler restorasyon yüzeyindeki pürüzlülükleri aşındırarak giderir. Diskler, büyük grenliden küçük grenliye doğru sırasıyla kullanılır. Pomza ve patlar, dental porselenlerin bitim ve polisaj işlemlerinin son aşaması, ıslak keçe ve pamuk diskler ile uygulanan pomza ve pat kullanımınıdır. Bu patlar, küçük parçacık boyutlarına sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerir. Alüminyum oksit (Al_2O_3), 27-50 µm parçacık boyutlu alüminyum oksit toz, hava ile aşındırma ünitesinde kullanılır. Saf olmayan alüminyum oksit değişik parçacık boyutunda plastik ve kağıt disklerle yapıştırılır. Elmas bilinen en sert aşındırıcıdır, taş veya disk şeklinde üretilir. Ayrıca, döner aletler, esnek metale bağlanmış aşındırıcı şeritler ve elmas polisaj patları şeklinde de kullanılmaktadır. Kuartz, renksiz, sert ve transparan bir elementtir. Toz haline getirilmiş kristal parçalarından elde edilen keskin açılı partiküllerle kaplanmış aşındırıcı disklerde kullanılır. Genellikle metal alaşımlarının bitiminde tercih edilmekle birlikte mine

aşındırılmasında da kullanılabilir. Kum, kuartz türü bir aşındırıcıdır. Kalın, orta ve ince grenli plastik veya kağıt diskler şeklinde kullanılmaktadır. Bu diskler genellikle bej renktedir.

Silikon Karbid (SiC), elmaştan sonra en sert aşındırıcıdır. Genellikle kağıt veya plastik diskler üzerine bağlanır. Siyah renkli bu diskler, ince, ekstra ince ve iki kat ekstra ince gren boyutlarında üretilir. Camsı ve lastik bağlı enstrümanlarda yaygın olarak kullanılır.

2.8.2.2. Bitirme ve Polisaj İşlemlerine Etki Eden Faktörler

Sertlik

Etkili bir aşındırma işlemi için, kullanılan aşındırıcı ile restorasyon materyali arasındaki sertlik farkı önemlidir. Materyalin aşındırmaya karşı gösterdiği direnç, Brinell ve Knopp testleriyle ölçülebilmektedir (95).

Gren Büyüklüğü

Büyük partikül çapına sahip aşındırıcılar, daha hızlı ve etkili aşındırma sağlar, ancak yüzeyde daha fazla pürüzlülük ve mekanik hasara yol açabilir. Aşındırıcı partiküller, ortalama boyutlarına göre ince (0-10 μm), orta (10-100 μm) ve kaba (100-500 μm) olarak sınıflandırılabilir (40).

Gren Şekli

Keskin ve düzensiz şekilli partiküller, yuvarlak partiküllere kıyasla daha keskin kesme açlarına sahip oldukları için yüzeyi daha hızlı aşındırırlar.

Aşındırıcının Hızı

Aşındırma hızının artmasıyla birlikte aşınma miktarı da artar. Ancak yüksek hızlarda oluşan sürtünme, materyal yüzeyinde yüksek sıcaklıklara neden olabilir. Bu durumu önlemek için aşındırma işlemi su soğutması altında yapılmalıdır.

Basınç

Uygulanan basınç ne kadar yüksek olursa aşındırma oranı da o kadar artar. Ancak aşırı basınç, derin ve geniş çiziklerin yanı sıra yüksek sıcaklık oluşumuna yol açabilir. Bu olumsuz etkileri önlemek için uygun basınç ve kuvvet kullanılmalıdır (95).

2.8.3. Glaze

Glaze işlemi, protez terminolojisine göre porselen yüzeyinin belirli bir sıcaklıkta fırınlanarak cam benzeri bir yapı kazanması ve böylece poröz olmayan, yarı camsı bir yüzey elde edilmesi olarak tanımlanmaktadır. Glaze işlemi, seramik yüzeyine uygulanan ve cam partiküllerinden oluşan homojen bir silikat karışımının ince bir tabaka halinde uygulanmasıyla gerçekleştirilir (53). Glaze materyali, kimyasal ve fiziksel olarak cama benzer özelliklere sahiptir; güçlü asit ve alkali ortamlar dışında çözünürlüğü yok denecek kadar azdır. Bunun yanında hidroflorik asit uygulanan glazeli yüzey üzerinde aşınma meydana gelir. Glaze tabakası, sıvı ve gaz geçirmez nitelikte olup, uygulandığında doğal dişe yakın bir parlaklık kazandırır ve bu sayede plak birikimini azaltır (54). Yüksek parlaklığa sahip glaze, ışığı güçlü bir şekilde yansıtır (96). Ayrıca, yüzeydeki mikro çatlakları doldurur ve gözeneklerin keskinliğini ve derinliğini azaltarak restorasyonu güçlendirir. Materyalin dış etkenlere karşı direncini artırır ve pürüzsüz bir yüzey sağlar (97). Glaze işleminden sonra yapılan bazı düzenlemeler sonucunda glaze tabakasında hasar oluşabilir ve bu durum yüzey pürüzlülüğünün artmasına yol açabilir. Bu gibi durumlarda, glaze tabakasının yenilenmesi (reglaze) gerekebilir (89). Bununla birlikte, tekrarlanan fırınlama işlemleri ile kontrolsüz faz dönüşümü meydana gelebilir (53). Glaze uygulamaları, overglaze ve otoglaze olmak üzere iki farklı yöntemle gerçekleştirilebilir (97).

2.8.3.1. Overglaze

Overglaze işlemi, materyal yüzeyine glaze tozu ve sıvı uygulamasıyla, erime sıcaklığını düşüren cam materyal ilavesi ile gerçekleştirilen bir işlemdir (98). Bu işlem, düşük ısı porselenine, fırınlama sıcaklığından 20-60 °C daha düşük bir sıcaklık uygulanarak yapılır. Overglaze yöntemi, doğru renk tonlamalarının sağlanmasına olanak tanıyarak estetik görünümü iyileştirmeyi amaçlar (99).

2.8.3.2. Otoglaze (Doğal Glaze)

Otoglaze tekniği, herhangi bir ek materyal kullanılmaksızın, son fırınlama sıcaklığında materyalin biraz daha uzun süre tutulmasıyla cilalı bir yüzey elde edilmesine dayanır. Bu teknik, materyalin camlaşması sonucu doğal olarak gerçekleşir.

Porselenin tüm bileşenlerinin tek bir cam fazı oluşturacak şekilde erimesi durumunda, porselen kendiliğinden glaze olabilir (100). İlk aşamada düşük bir sıcaklık uygulanır; istenen glaze etkisi elde edilemezse sıcaklık arttırılabilir. Ancak, fırınlama süresinin fazla olması materyal yüzeyinde yığılmaya ve yüzey formunda bozulmalara neden olabilir. Bu durumda, restorasyon yüzeyinin tekrar şekillendirilmesi ve reglaze işleminin yapılması gerekebilir. Otoglaze yönteminde uygulanan glaze ısı ve süresi, porselenin doygunluk derecesine, akışkanlığına ve materyalin özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir (101).

2.9. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, kuvvet, sıcaklık değişiklikleri ve pH dalgalanmaları gibi çeşitli etkenler nedeniyle, hem üretim sürecinde hem de ağız içi kullanımı sırasında moleküler yapılarında değişikliklere uğrayarak aşınma ve kırılma gibi yorulma adı verilen fiziksel olaylara maruz kalmaktadır. Bu değişiklikler klinik çalışmalarla incelenmesine rağmen, bu çalışmaların yüksek maliyetli olması ve standardizasyonun zor olması nedeniyle genellikle laboratuvar testleri tercih edilmektedir. Materyallerin yorulmaya karşı gösterdiği direnç, laboratuvar ortamında farklı yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılarak belirlenir. Bu yöntemler arasında çiğneme simülatörleri, termal siklus uygulamaları, otoklav kullanımı ve hızlandırılmış suni yaşlandırma teknikleri yer almaktadır (102).

2.9.1. Çiğneme Simülatörü Uygulanması

Ağız içi çiğneme kuvvetlerinin materyaller üzerindeki etkilerini değerlendirmek için, materyallere belirli aralıklarla dinamik ya da statik kuvvetler uygulanarak testler yapılmaktadır (103). Bu yöntemde kullanılan çift eksenli çiğneme simülatörleri, vertikal ve lateral hareketlerle çalışır. Farklı boyutlarda ve çeşitli materyallerden yapılmış karşıt yüzeyler, tutuculara yerleştirilen numunelerle döngüsel olarak temas ettirilir (104, 105).

2.9.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Ağız ortamındaki sıcaklık, dental materyallerin fiziksel özelliklerini etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Günlük aktiviteler, yiyecek ve içecek tüketimi ve nefes alma gibi eylemler, ağız içinde sıcaklık değişimlerine neden olmaktadır. Ağız içi sıcaklığının

ortalama 35°C olduğu belirlenmiştir. Bu sıcaklık değişikliklerinin dental materyaller üzerindeki etkilerini taklit edebilmek amacıyla termal siklus yöntemi kullanılmaktadır (106). Termal siklus işleminde, örnekler sırasıyla sıcak ve soğuk suya daldırılmakta ve bu işlem “devir” olarak adlandırılmaktadır. Bu esnada geçen süre ise “devir süresi” olarak tanımlanır. Devir sayısı genellikle 500 ile 50.000 arasında değişmektedir (107). Örneklerin sıcaklık banyolarında bekleme süresi ortalama 15-60 saniye olup, bir banyodan diğerine geçiş süresi ise 5-10 saniye arasında uygulanır. 5°C ve 55°C sıcaklıktaki su banyolarına daldırılarak yapılan 10.000 termal siklus, yaklaşık 1 yıllık *in-vivo* yaşlanmaya eşdeğer olarak kabul edilmektedir (108).

2.9.3. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma

Bu yöntemde, çevresel koşulları taklit etmek amacıyla materyal, uzun süre boyunca sürekli olarak sıcaklık, ultraviyole ışık ve nem döngüsüne maruz bırakılır. Bu süreçte, materyallerin renk değişimi ve dayanıklılıkları değerlendirilir (109).

2.9.4. Otoklav ile Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırma yönteminde, örnekler cam kaplar içerisinde yerleştirildikten sonra otoklava konularak, 134°C sıcaklık ve 200 kPa basınç altında belirli sürelerle bekletilerek *in vivo* yaşlanma taklit edilir (29). 1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) *in vivo* ortamda yaklaşık 2 yıla, 5 saatlik bir uygulama ise 10 ila 20 yıl yaşlanmaya karşılık gelmektedir. Ayrıca, 1 yıllık yaşlanmayı taklit etmek için 30 dakikalık bir sürenin yeterli olduğu ifade edilmektedir (110).

2.10. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi Testleri

Yüzey pürüzlülüğü, materyallerin yüzeyinde moleküler düzeyde görülen girinti ve çıkıntı şeklindeki düzensizlikler olarak tanımlanmaktadır (111). Yüzeydeki dikey sapmaların kantitatif ölçümü yapılmakta olup, bu sapmaların büyük olduğu yüzeyler pürüzlü, küçük olduğu yüzeyler ise pürüzsüz olarak değerlendirilir. Pürüzlü yüzeyler genellikle daha hızlı aşınmakta ve pürüzsüz yüzeylere kıyasla daha yüksek sürtünme katsayısına sahip olmaktadır (112). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, iki boyutlu ve üç boyutlu analizlerle yapılabilmektedir. İki boyutlu ölçümlerde yüzeyler kesitlere ayrılır, kesitler ayrı ayrı hesaplanır ve bu kesitlerin ortalamaları alınır. Üç boyutlu ölçümlerde ise yüzeyin bir alanı

taranarak analiz yapılır, kesitsel bir işlem gerçekleştirilmez (113). Yüzey pürüzlülüğü analizi, materyallerin aşınma, parlaklık ve bozunma gibi fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir role sahiptir (114). Bu analiz, görsel incelemeler, profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM), lazer spekül yansıma veya atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi cihazlar ve yöntemlerle gerçekleştirilebilmektedir (115).

2.10.1. Geleneksel Profilometre

Bu cihaz, elmas uçlu tarayıcının materyal yüzeyi üzerinde sabit bir doğrultuda ilerleyerek, temasını bozmadan yaptığı ölçümlerin dijital olarak kaydedilmesi prensibine dayanır. Tarayıcı uç, X eksenini boyunca hareket ederek, dikey eksenindeki yükseklik farklarını hesaplar; bu nedenle ölçüm yapılacak yüzeyin paralelliği oldukça önemlidir (116). Yüzeylerin profilometre ile ölçümünde birden fazla parametre kullanılmaktadır. En yaygın parametreler arasında ortalama pürüzlülük sapması (R_a), ortalama en yüksek profil yüksekliği (R_z), ortalama karekök (rms), en yüksek pürüzlülük derinliği (R_{max}) ve pürüzlülük sapması (R_q) yer almaktadır (117). Yüzey pürüzlülüğü genellikle R_a parametresi ile ifade edilir. R_a , bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü temsil eder ve yüzeydeki tüm pürüzlülüklerin merkez çizgiye göre olan mesafelerinin aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır (118).

2.10.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüksek enerjili bir elektron demetinin örnek yüzeyine iletilerek görüntünün elde edildiği bir elektron mikroskobu türüdür. Yüzeyden yayılan ikincil elektronlar, özel algılayıcılar tarafından yakalanarak materyal yüzeyi hakkında veri sağlar (119). SEM analizi, yüzeydeki pürüzlerin ve düzensizliklerin incelenmesi için en sık kullanılan yöntemlerden biridir; ancak bu teknikle elde edilen görüntüler, yüzeyin üç boyutlu yapısının detaylarını tam olarak yansıtamamaktadır (120).

2.10.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu, hassas atomik boyutlara kadar küçültülmüş bir iğne ucunun, materyal yüzeyi ile etkileşimi sonucu yüzeyin üç boyutlu görüntülenmesini sağlar. Atomik kuvvet mikroskobu üç farklı yöntem ile kullanabilmektedir. Bunlar; iğnenin ucunun materyal yüzeyine temas ettirildiği, iğnenin ucunun materyal yüzeyine temas

etmediği ve iğnenin ucunun materyal yüzeyine vurularak uygulandığı vurma yöntemidir (121). AFM, yüzey pürüzlülüğü değerlerini sayısal olarak sunabilmektedir; ancak diğer yöntemlere kıyasla taranacak alanın sınırlı olması ve aynı bölgenin tekrarlayan ölçümlerinde aynı konumu yeniden yakalamanın zor olması gibi kısıtlamaları bulunmaktadır (122, 123).

2.11. Bükülme Dayanımı Testleri

Dış hekimliğinde kullanılan materyallerin uygulanan kuvvetler karşısındaki direnci, mekanik özelliklerinin belirlenmesi açısından büyük önem taşır. Bu bağlamda, bükülme dayanımı testleriyle elde edilen veriler, materyalin dayanıklılığını anlamak için kritik bir rol oynar (37). Bükülme dayanımı, materyalin iki uçtan desteklenip merkezine kuvvet uygulanması sonucu, kırılma anında oluşan gerilim miktarını tanımlar (124). Bu test sırasında, basma, çekme ve makaslama gerilimleri aynı anda oluşarak, materyalin dayanıklılığına dair kapsamlı bir değerlendirme yapılmasına olanak sağlar (125). Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller, restorasyonun kırılmalarına karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır (126). Bükülme dayanımı ölçümleri, tek eksenli bükme testleri (üç nokta ve dört nokta bükme testleri) ve çift eksenli bükme testleri (halka üzerinde top, halka üzerinde halka ve üç top üzerinde piston) ile gerçekleştirilebilir. Tek eksenli testlerde materyal bar şeklinde, çift eksenli testlerde ise disk şeklinde hazırlanır (127–129). Çift eksenli bükme testleri, tek eksenli testlere kıyasla daha güvenilir sonuçlar verir; çünkü bu testlerde maksimum yük materyalin merkezine uygulanır ve kenar kusurlarının etkisi en aza indirilir. Aynı zamanda, örnek geometrisinden kaynaklanan etkiler de minimize edilir (128, 130). Tek eksenli ve çift eksenli testlerin sonuçları farklılık gösterebilir; bu farklılıklar, örnek geometrisi ve test cihazlarının tasarımından kaynaklanır. Bununla birlikte, her iki test yöntemi de birbirini tamamlayıcı nitelikte sonuçlar sunar ve materyalin çeşitli koşullar altındaki mekanik özelliklerini anlamada önemli bir rol oynar (131).

2.11.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri

2.11.1.1. Üç Nokta Bükülme Testi

Üç nokta bükülme testinde, test örnekleri dikdörtgen bar şeklinde hazırlanır (132, 133). Hazırlanan bu örnekler, aralarında 20 mm mesafe bulunan dairesel çelik desteklerin üzerine merkezi olarak yerleştirilir. Kuvvet, örneğin uzun eksenine dik bir doğrultuda tam merkezine uygulanır (134).

2.11.1.2. Dört Nokta Bükülme Testi

Dört nokta bükülme testinde, tıpkı üç nokta bükülme testinde olduğu gibi, test örneği iki destek üzerine yerleştirilir. Örnekler dikdörtgen bar şeklinde hazırlanır. Bu testte, yükün uygulandığı iki nokta, her bir destekten aradaki mesafenin çeyreği kadar uzaklıkta konumlandırılır (125).

2.11.2. Çift Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri

2.11.2.1. Halka Üzerinde Top

Halka üzerinde top test yöntemi ile disk şeklinde hazırlanmış düz yüzeyli örnekler halkalarla desteklenir. Kuvvet örneklerin merkezinden bir küre ile uygulanır (135).

2.11.2.2. Halka Üzerinde Halka

Halka üzerinde top test yönteminde, disk şeklinde hazırlanmış düz yüzeyli örnekler, halkalarla desteklenir. Test sırasında, kuvvet örneklerin merkezine bir küre yardımıyla uygulanır (135).

2.11.2.3. Üç Top Üzerine Piston

Üç top üzerine piston test yönteminde, 3.2 ± 0.5 mm çapındaki çelik toplar, 10-12 mm çapında bir daire üzerinde ve birbirlerine 120°'lik açıyla yerleştirilir. Örnekler, bu destek toplar üzerine merkezi olarak yerleştirilir. 1.2-1.6 mm çapındaki düz uçlu silindirik piston ile kuvvet örneğin merkezine uygulanır. Piston, diskin altındaki topların merkezinden geçecek şekilde konumlandırılır ve üst yüzeye kuvvet iletir. Bu piston, 1 ± 0.5 mm/dk hızında çalışmaktadır (136).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *in vitro* tez çalışması, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarı ile Dent City Dental Laboratuvarı'nda bulunan cihazlar kullanılarak gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmanın Uygulama Aşamaları

Bu çalışmada disk şeklinde 1 mm ve 2 mm kalınlığında monolitik zirkonyum örnekler hazırlandı. Farklı kalınlıklarda hazırlanan örneklerin yarısı termal siklus işleme tabi tutuldu. Örnek grupları yüzey işlemine göre kontrol (K), aşındırma ve polisaj (AP), aşındırma ve glaze (AG), aşındırma, polisaj ve glaze (APG) olarak oluşturuldu. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazıyla ölçüldü. Üç top üzerine piston tekniğiyle iki eksenli bükülme dayanımı değerlendirildi. Bu çalışmada uygulama aşamaları alttaki sırayla gerçekleştirildi;

1. Monolitik zirkonyum örneklerin hazırlanması,
2. Çalışma gruplarının oluşturulması,
3. Yüzey işlemlerinin tamamlanması,
4. Termal siklus işleminin uygulanması,
5. Profilometre cihazıyla yüzey pürüzlülük ölçümünün yapılması,
6. Üç top üzerine piston yöntemiyle iki eksenli bükülme dayanımı ölçümü yapılması,
7. Elde edilen veriler ışığında istatistiksel analizin yapılması.

3.2. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada özellikleri Tablo 3.1.'de verilen disk şeklinde VITA YZ[®] HT (VITA, Zahnfabrik, Almanya) 98,4 mm çapında ve 25 mm kalınlığında monolitik zirkonyum blok kullanıldı.

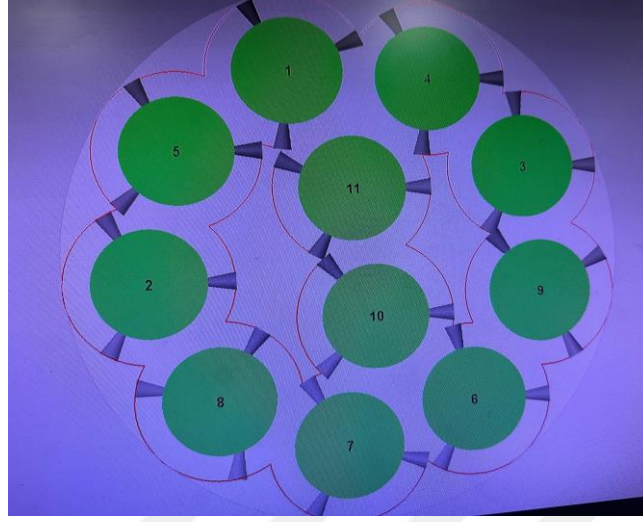
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum bloğun özellikleri

Materyal	Üretici	İçerik	Jenerasyon	Renk	Lot Numarası
VITA YZ [®] HT	VITA, Zahnfabrik, Almanya	ZrO ₂ %90-95, Y ₂ O ₃ %4-6, Al ₂ O ₃ %0.03	3Y-TZP (2. jenerasyon)	2M2	80220



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum blok

Örneklerde sinterizasyon aşamasında oluşabilecek büzülmenin telafi edilmesi ve örnek çaplarının çalışma kapsamında hedeflenen son boyutlara uygun olarak üretilmesi amacıyla, kazıma öncesinde materyalin üzerinde belirtilen 1.2286 genleşme katsayısı ve boyut özellikleri kazıma ara yüz programı WorkNC'ye yüklendi ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) yapıldı. Kazıma işlemi, dental frezleme cihazı (Redon Hybrid, Redon Technology, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.2. Disklerin monolitik zirkonyum bloktaki tasarımı

Elde edilen silindirler, su soğutması altında çalışan hassas kesme cihazı (Struers Minitom, Struers, Danimarka) kullanılarak, sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı hesaplanarak kesildi. Son kalınlıkları 20 adet 1 mm, 20 adet 2 mm, 60 adet 1.2 mm ve 60 adet 2.2 mm olacak şekilde toplam 160 adet disk şeklinde örnek hazırlandı.



Şekil 3.3. Frezleme sonrası elde edilen zirkonyum silindirler



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı

Tüm örnekler, üretici firmanın önerdiği sıcaklık ve süre parametrelerine uygun olarak sinterleme cihazında (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Almanya) sinterleme işlemine tabi tutuldu. Sinterleme fırını, üretici firmanın talimatlarına göre, oda sıcaklığından itibaren dakikada 17 °C'lik bir artışla 1450 °C'ye ulaşacak şekilde programlanmış ve bu sıcaklıkta 2 saat boyunca sabit tutuldu. Sonrasında, cihaz 200 °C'ye kadar %100 soğuma moduna geçirildi.

Sinterizasyon işlemi tamamlandıktan sonra, örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su ile 10 dakika boyunca yıkanarak temizlendi ve ardından kurutuldu. Tüm bu işlemlerden sonra, örneklerin boyutları dijital bir kumpas (MarCal 16 ER, Mahr GmbH, Almanya) kullanılarak kontrol edildi.



Şekil 3.5. Örnek boyutlarının dijital kumpasla ölçülmesi

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu tez çalışmasında gruplar yüzey bitirme işlemleri, materyal kalınlığı ve termal siklus uygulamasına göre sınıflandırıldı. 16 farklı grup oluşturuldu ve 160 adet örnek ($n=10$) hazırlandı.

Tablo 3.2. Çalışmada oluşturulan gruplar

Yüzey İşlemi					
Termal Siklus	Kalınlık	Kontrol (K)	Aşındırma+Polisaj (AP)	Aşındırma+Glaze (AG)	Aşındırma+Polisaj+Glaze (APG)
Önce (TSÖ)	1 mm	Grup 1	Grup5	Grup 9	Grup 13
	2 mm	Grup 2	Grup 6	Grup 10	Grup 14
Sonra (TSS)	1 mm	Grup 3	Grup 7	Grup 11	Grup 15
	2 mm	Grup 4	Grup 8	Grup 12	Grup 16

Grup 1: Termal Siklus Öncesi Kontrol Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 2: Termal Siklus Öncesi Kontrol Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 3: Termal Siklus Sonrası Kontrol Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 4: Termal Siklus Sonrası Kontrol Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 5: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+ Polisaj Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 6: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+ Polisaj Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 7: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Polisaj Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 8: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Polisaj Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 9: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+Glaze Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 10: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+Glaze Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 11: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Glaze Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 12: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Glaze Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 13: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+ Polisaj+Glaze Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 14: Termal Siklus Öncesi Aşındırma+ Polisaj+Glaze Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

Grup 15: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Polisaj+Glaze Grubu Kalınlık: 1 mm (n=10)

Grup 16: Termal Siklus Sonrası Aşındırma+ Polisaj+Glaze Grubu Kalınlık: 2 mm (n=10)

3.3.1. Kontrol Grubu (K)

Kontrol grubundaki toplam 40 örneğe (n=10) herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı ve örnekler sinterleme sonrası son boyutları 15 mm çapında, 1 mm ve 2 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı. Bu gruptaki örneklerle yalnızca frezeleme işlemi sonrası oluşan yüzey düzensizliklerinin giderilmesi amacıyla #1200 grit silika karbid (SiC) aşındırma kağıdı ile zımparalama işlemi uygulandı.

3.3.2. Aşındırma ve Polisaj Grubu (AP)

Bu grupta yer alan toplam 40 örneğe (n=10) yüzey aşındırması ve polisaj işlemi uygulandı. Yüzey aşındırma işlemi, 30 µm elmas partikülleri içeren kırmızı bantlı frezlerle aynı operatör tarafından 20 saniye boyunca su soğutması altında aerotör ile 200.000 rpm dönme hızında ileri geri süpürme hareketi yapılarak uygulandı. Frezler beş örnekte bir değiştirildi (53). Yüzey aşındırması işlemi tamamlandıktan sonra üç aşamalı olarak uygulanan bir zirkonyum polisaj kiti EVE Diacera® DiaSyn Plus (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) (Şekil 3.6.) üretici firmanın talimatları doğrultusunda anguldruva ile uygulandı. İlk kullanılan frez DYP-W13g frezi ile kontur düzeltilmesi, W16DCmf frezi ile ön polisaj, daha sonra W16DC frezi ile yüksek parlaklıkta polisaj uygulaması yapıldı. Uygulamalar ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca aynı yönde 10.000 rpm dönme hızında gerçekleştirildi, daha sonra örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye devam edildi. Frezler beş örnekte bir değiştirildi (137). Tüm bu işlemler sonrası örnekler belirlenen son kalınlıklarına ulaştı.



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan polisaj kiti

3.3.3. Aşındırma ve Glaze Grubu (AG)

Bu grupta yer alan toplam 40 örneğe (n=10), yüzey aşındırma ve glaze işlemleri uygulandı. Yüzey aşındırma işlemi, aşındırma ve polisaj grubunda kullanılan aynı prosedürler izlenerek gerçekleştirildi. Yüzey aşındırma işleminin tamamlanmasının ardından, tek likit formundaki glaze materyali (MonoGlaze, FusionCream, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.7.). Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, glaze işlemi porselen fırınında (Vacumat 6000 MP, Vita Zahnfabrik, Almanya) dakikada 45 °C'lik sıcaklık artışı ile en yüksek sıcaklık 925 °C olacak şekilde ayarlanarak tamamlandı. Tüm bu işlemler sonrası örnekler belirlenen son kalınlıklarına ulaştı.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan glaze materyali

3.3.4. Aşındırma, Polisaj ve Glaze Grubu (APG)

Bu grupta yer alan toplam 40 örneğe (n=10), yüzey aşındırma, polisaj ve glaze işlemleri uygulandı. Yüzey aşındırma ve polisaj işlemleri, aşındırma ve polisaj grubunda kullanılan aynı prosedürler izlenerek gerçekleştirildi. Bu işlemlere ek olarak, aşındırma ve glaze grubundaki glaze aşaması takip edilerek glaze işlemi tamamlandı. Tüm bu işlemler sonrası örnekler belirlenen son kalınlıklarına ulaştı.

3.4. Termal Siklus İşleminin Uygulanması

Yüzey bitim işlemleri tamamlanan 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki zirkonyum örnekler, iki alt gruba ayrıldı. Alt gruplardan birinde yer alan örnekler 24 saat boyunca distile suda bekletilirken, diğer gruptaki örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik, Almanya) termal işleme tabi tutuldu (Şekil 3.8.). Örnekler, özel olarak hazırlanmış plakalara yerleştirilerek test cihazının sepetine yerleştirilmiş ve banyo sıcaklıkları 5-55 °C, banyo bekleme süresi 30 saniye olacak şekilde, 10.000 sikluskuk yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Termal siklus cihazında gerçekleştirilen 10.000 sikluskun, *in vivo* olarak yaklaşık bir yıllık yaşlanmaya eşdeğer olduğu literatürde belirtilmektedir (138, 139).



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı



Şekil 3.9. Termal siklus işlemi uygulanan ve uygulanmayan örnek grupları

3.5. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Yüzey işlemlerinin tamamlanması sonrası profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.10.). Cihaz her grubun ölçümünden sonra kalibre edildi. Profilometre cihazının probu (MahrSurf M 300 C, Mahr GmbH, Almanya), örneğin yüzey işlemi uygulanmış alanına yerleştirildi ve 1,75 mm' lik bir hareket uzunluğu ve 0,5 mm/sn' lik sabit bir ölçüm hızı ile ölçümler yapıldı. Her disk yüzeyinin merkezinden 3 paralel ölçüm yapıldı ve elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak Ra değerleri hesaplandı.



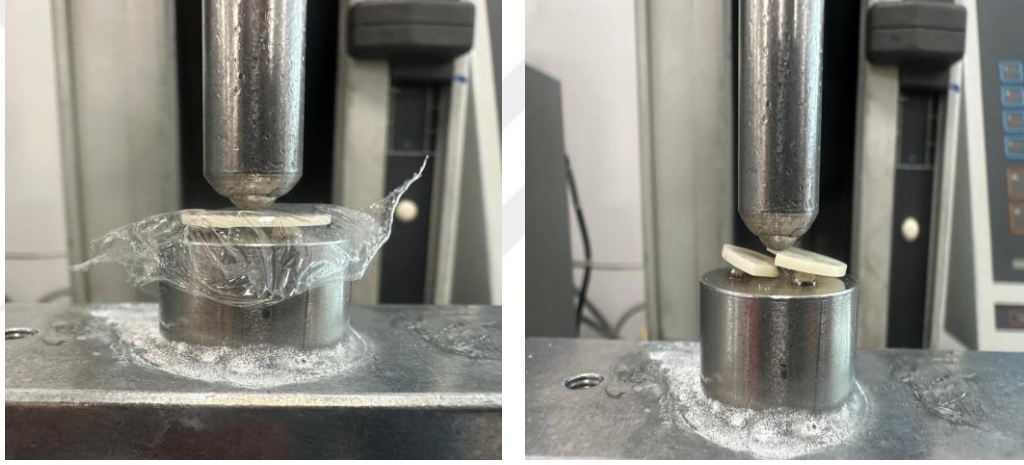
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

3.6. Bükülme Dayanım Testi Ölçümü

Deney işlemlerinin tamamlanması sonrası örneklerin bükülme dayanımını ölçmek için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Lloyd Instruments, Ametek Inc, Florida, ABD) kullanıldı (Şekil 3.11.). Örnekler iki eksenli bükülme testi olan üç top üzerine piston yöntemi uygulandı. 1,4 mm çapında, disk örneğe tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış piston ucu cihazın üst bölümüne, iç çapı 10,0 mm olan, tabanında birbirine 120°'lik açıda olacak şekilde yerleşmiş, 3 adet 3,2 mm çapında çelik bilyeler bulunan metal kalıp ise cihazın alt bölümüne yerleştirildi. Pistonun yarattığı sıkışma gerilimini azaltmak için piston ucu ve örnek arasına streç film yerleştirildi. 1.4 mm çapındaki uç kısım 1 mm/dk hızla örnek kırılana kadar kuvvet uygulandı (Şekil 3.12.).



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan universal test cihazı



Şekil 3.12. Üç top üzerine piston testinin uygulanması

Her bir örnek için kırılma anındaki kuvvet ‘Newton’ cinsinden kaydedildi. Newton (N) cinsinden elde edilen veriler ISO 6872 standardında (140) verilen denklem kullanılarak ‘Megapaskal (MPa)’ birimine çevrildi. Bu denklem:

$$S = -0,2387 P(X - Y)/d^2$$

S: (MPa – megapaskal) en yüksek gerilim stresi, iki eksenli bükülme dayanımı

P: (N- Newton) kırılma anındaki yük

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

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

v: Poisson oranı (0,3)

r1: (milimetre) destek toparın üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı

r2: (milimetre) piston ucunun yarıçapı

r3: (milimetre) örneğin yarıçapı

d: (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen tüm verilere istatistiksel analiz uygulandı. Elde edilen veriler R programında analiz edildi. Kullanılacak analiz yönteminin belirlenmesi için değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Yüzey işlemleri, termal siklus uygulaması ve materyal kalınlığına göre normal dağılıma uymayan Ra ve MPa değerleri Üç Yönlü Robust ANOVA yöntemi ile analiz edildi. Çoklu karşılaştırmalar Benferonni testi ile analiz edildi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma (ort $\pm$ ss) şeklinde sunuldu. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

,

4. BULGULAR

4.1. Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Farklı yüzey işlemleri, termal siklus işlemi ve materyalin kalınlığına göre yüzey pürüzlülük (Ra) ölçümleri Üç Yönlü Robust ANOVA testi ile incelenmiştir. Uygulanan testin sonuçları Tablo 4.1.'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

	Q	p
Yüzey İşlemi	3669,158	<0,001
Termal Siklus İşlemi	181,976	<0,001
Kalınlık	21,331	0,001
Yüzey İşlemi*Termal Siklus İşlemi	74,189	0,001
Yüzey İşlemi*Kalınlık	136,593	0,001
Termal Siklus İşlemi*Kalınlık	18,999	0,001
Yüzey İşlemi*Termal Siklus İşlemi*Kalınlık	120,670	0,001

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği, $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı ifade eder.

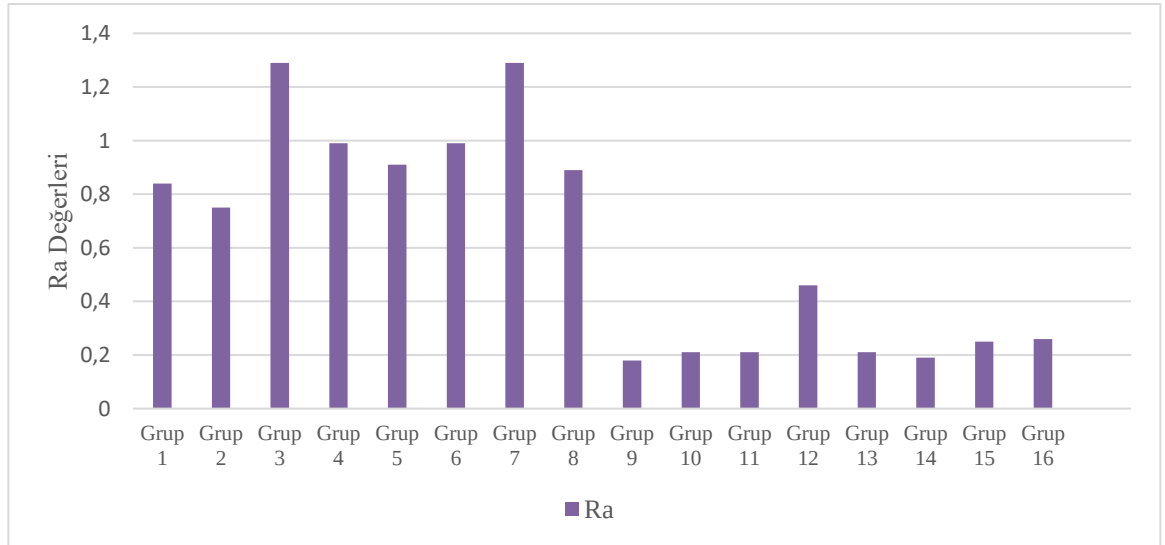
Yüzey işlemi ($Q=3669,158$, $p < 0,001$), termal siklus işlemi ($Q=181,976$, $p < 0,001$) ve kalınlık ($Q=21,331$, $p=0,001$) gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yüzey işlemi ve termal siklus işlemi ($Q=74,189$, $p=0,001$), yüzey işlemi ve kalınlık ($Q=136,593$, $p=0,001$), termal siklus işlemi ve kalınlık ($Q=18,999$, $p=0,001$), yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlık ($Q=120,670$, $p=0,001$) gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Tablo 4.2. Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

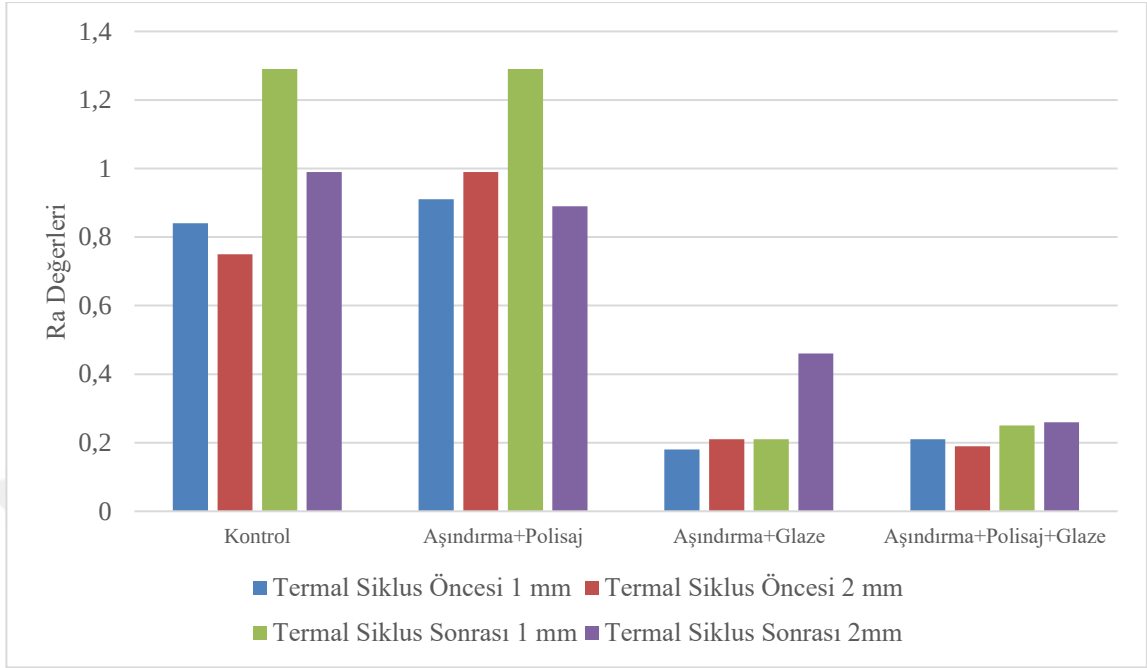
Termal Siklus	Kalınlık	Yüzey İşlemi			
		Kontrol	Aşındırma +Polisaj	Aşındırma +Glaze	Aşındırma Polisaj +Glaze
Önce	1 mm	$0,84 \pm 0,02^{AB}$	$0,91 \pm 0,02^{BDE}$	$0,18 \pm 0,01^F$	$0,21 \pm 0,01^{FGH}$
	2 mm	$0,75 \pm 0,03^A$	$0,99 \pm 0,02^D$	$0,21 \pm 0,01^{FGH}$	$0,19 \pm 0,01^{FG}$
Sonra	1 mm	$1,29 \pm 0,07^C$	$1,29 \pm 0,05^C$	$0,21 \pm 0,01^{GH}$	$0,25 \pm 0,01^H$
	2 mm	$0,99 \pm 0,03^{DE}$	$0,89 \pm 0,02^{BE}$	$0,46 \pm 0,02^I$	$0,26 \pm 0,01^H$

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlık gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki birliktelik etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). En yüksek Ra değeri $1,29 \pm 0,07 \mu m$ ile K grubunda termal siklus sonrası 1 mm kalınlığında (Grup 3) elde edilmiştir. En düşük Ra değeri ise $0,18 \pm 0,01 \mu m$ ile AG grubunda termal siklus öncesinde 1 mm kalınlığında (Grup 9) elde edilmiştir.



Şekil 4.1. Çalışma grupları yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri



Şekil 4.2. Yüzey işlemleri, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

4.1.1. Yüzey İşlemleri Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.3. Yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri		
Kontrol	n	40
	Ort±SS	0,94 ± 0,03 ^a
Aşındırma+Polisaj	n	40
	Ort±SS	1 ± 0,02 ^a
Aşındırma+ Glaze	n	40
	Ort±SS	0,26 ± 0,01 ^b
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	40
	Ort±SS	0,23 ± 0,01 ^c

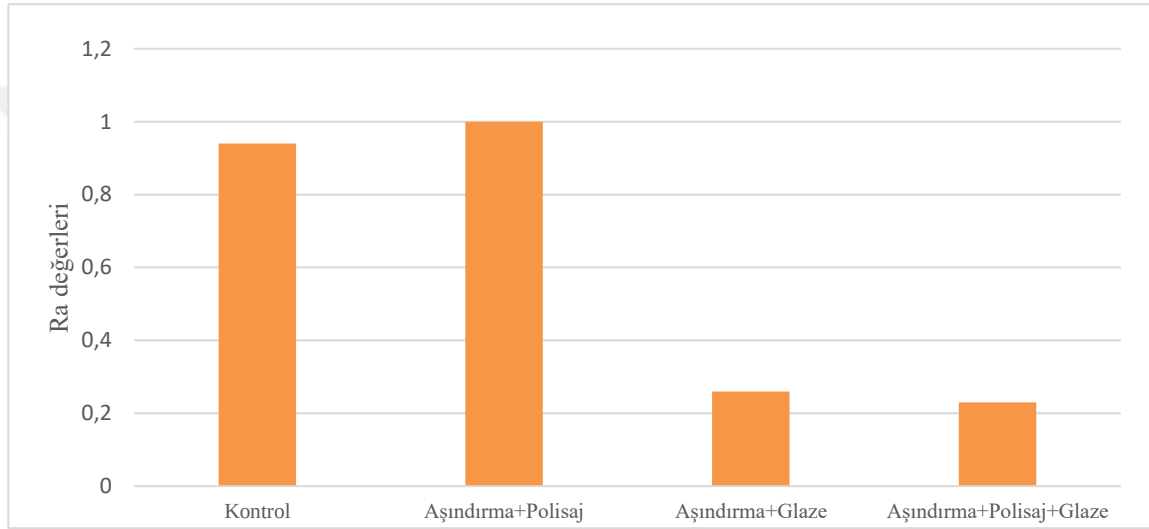
Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak küçük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Farklı yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Farklı yüzey işlem gruplarının karşılaştırıldığı bu istatistiksel verilere göre Ra değerleri K grubunda $0,94 \pm 0,03 \mu\text{m}$, AP

grubunda $1 \pm 0,02 \mu\text{m}$, AG grubunda $0,26 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ve APG grubunda $0,23 \pm 0,01 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir.

En yüksek Ra değeri AP grubunda tespit edilmiş olup, bunu K grubu takip etmiştir. Ancak, bu iki yüzey işlem grubu arasında Ra değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. En düşük Ra değeri ise APG grubunda saptanmış olup, bu değer AG grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.



Şekil 4.3. Farklı yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

4.1.2. Termal Siklus İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.4. Termal siklus işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus		
Önce	n	80
	Ort±SS	0,53 ± 0,03
Sonra	n	80
	Ort±SS	0,69 ± 0,03

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Termal siklus işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Termal siklus işlemi uygulanmayan

grupların Ra değerleri $0,53 \pm 0,03 \mu\text{m}$, uygulanan grupların $0,69 \pm 0,03 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur.

4.1.3. Kalınlık Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.5. Kalınlık gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Kalınlık		
1 mm	n	80
	Ort $\pm$ SS	$0,62 \pm 0,03$
2 mm	n	80
	Ort $\pm$ SS	$0,59 \pm 0,02$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Materyal kalınlığının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). 1 mm kalınlığındaki grupların Ra değeri $0,62 \pm 0,03 \mu\text{m}$, 2 mm kalınlığındaki grupların $0,59 \pm 0,02 \mu\text{m}$ bulunmuştur.

4.1.4. Termal Siklus İşlemi ve Yüzey İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.6. Termal siklus islemi uygulanmayan grupların ve yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemi	Termal Siklus Öncesi	
Kontrol	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,79 \pm 0,02^A$
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,95 \pm 0,02^C$
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,2 \pm 0,01^D$
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,2 \pm 0,01^D$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p> 0,05$).

Yüzey işlemleri ve termal siklus işleminin yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). Termal siklus işlemi uygulanmayan grupların istatistiksel olarak incelendiği bu tabloda (Tablo 4.6.) en yüksek Ra değeri $0,95 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ile AP grubunda tespit edilmiştir; bu değeri K grubu takip etmiştir. En düşük Ra değerleri ise $0,2 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile AG ve APG gruplarında saptanmış olup, bu değerler birbirine eşdeğer bulunmuştur. Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

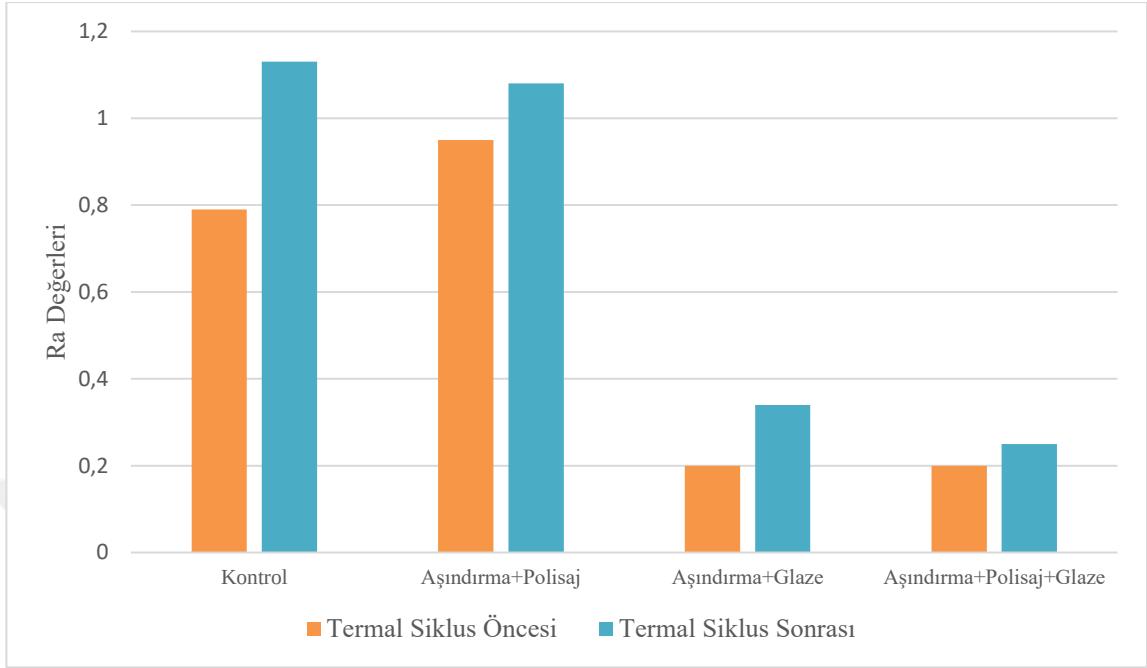
Tablo 4.7. Termal siklus işlemi uygulanan grupların ve yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemi		Termal Siklus Sonrası
Kontrol	n	20
	Ort $\pm$ SS	$1,13 \pm 0,04^B$
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort $\pm$ SS	$1,08 \pm 0,04^B$
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,34 \pm 0,02^E$
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort $\pm$ SS	$0,25 \pm 0,01^F$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Termal siklus işlemi uygulanan gruplar incelendiğinde, en yüksek Ra değeri $1,13 \pm 0,04 \mu\text{m}$ ile K grubunda tespit edilmiştir. Bu değeri sırasıyla AP ve AG grupları izlemiştir. En düşük Ra değeri ise $0,25 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile APG grubunda gözlemlenmiştir. K ve AP grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



Şekil 4.4. Termal siklus işlemi ve farklı yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

4.1.5. Kalınlık ve Yüzey İşlemi Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.8. 1 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemi	1 mm kalınlık	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	1,05 ± 0,05 ^{AB}
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	1,09 ± 0,04 ^A
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	0,21 ± 0,01 ^D
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	0,23 ± 0,01 ^D

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Yüzey işlemi ve kalınlık gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). 1 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde, en yüksek Ra değeri $1,09 \pm 0,04 \mu\text{m}$ ile AP grubunda tespit edilmiştir, en düşük Ra değeri ise $0,21 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile AG grubunda gözlemlenmiştir.

AP ile K grupları ve AG ile APG grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

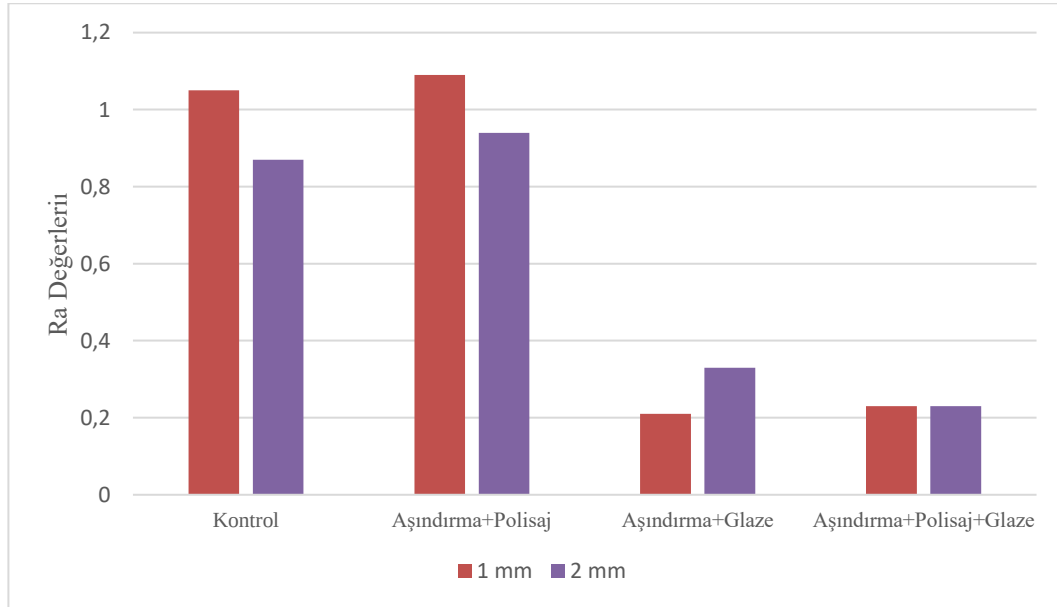
Tablo 4.9. 2 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemi	2 mm kalınlık	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	$0,87 \pm 0,03^C$
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	$0,94 \pm 0,02^{BC}$
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	$0,33 \pm 0,02^E$
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	$0,23 \pm 0,01^D$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

2 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde en yüksek Ra değeri $0,94 \pm 0,02 \mu m$ ile AP grubunda tespit edilmiştir. Bu değerleri K ve AG grubu takip etmiştir. En düşük Ra değeri ise $0,23 \pm 0,01 \mu m$ APG grubunda gözlemlenmiştir. K ve AP grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



Şekil 4.5. Farklı kalınlık ve farklı yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

4.1.6. Termal Siklus İşlemi ve Kalınlık Gruplarının Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.10. Termal siklus işlemine göre 1 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus	1 mm kalınlık	
Öncesi	n	40
	Ort±SS	$0,53 \pm 0,04^A$
Sonrası	n	40
	Ort±SS	$0,75 \pm 0,06^B$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Termal siklus işlemi ve kalınlık gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üzerine birlikte etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). 1 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde termal siklus öncesi Ra değeri $0,53 \pm 0,04 \mu\text{m}$, termal siklus sonrası Ra değeri $0,75 \pm 0,06 \mu\text{m}$ bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

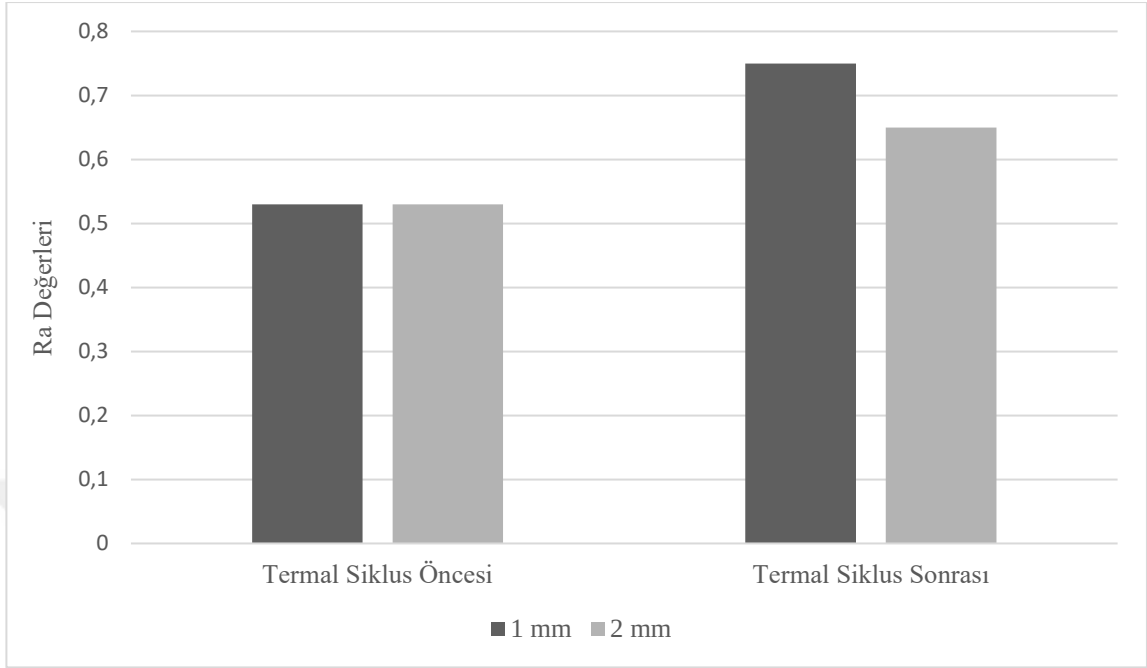
Tablo 4.11. Termal siklus işlemine göre 2 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus	2 mm kalınlık	
Önce	n	40
	Ort±SS	$0,53 \pm 0,04^A$
Sonra	n	40
	Ort±SS	$0,65 \pm 0,03^B$

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Ortak büyük harfe sahip olanların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

2 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde termal siklus öncesi Ra değeri $0,53 \pm 0,04 \mu\text{m}$, termal siklus sonrası Ra değeri $0,65 \pm 0,03 \mu\text{m}$ bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.



Şekil 4.6. Termal siklus işlemine göre 1 ve 2 mm kalınlığındaki grupların yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçüm değerleri

4.2. Örneklerin İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Farklı yüzey işlemleri, termal siklus işlemi ve materyalin kalınlığına göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçümleri Üç Yönlü Robust ANOVA testi ile incelenmiştir. Uygulanan testin sonuçları Tablo 4.12.'de verilmiştir.

Tablo 4.12. Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

	Q	P
Yüzey İşlemi	11,628	0,015
Termal Siklus İşlemi	2,482	0,120
Kalınlık	98,093	0,001
Yüzey İşlemi*Termal Siklus İşlemi	1,181	0,765
Yüzey İşlemi*Kalınlık	0,128	0,989
Termal Siklus İşlemi*Kalınlık	0,133	0,717
Yüzey İşlemi*Termal Siklus İşlemi*Kalınlık	0,249	0,971

Q: Üç Yönlü Robust ANOVA Test İstatistiği, $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlam ifade eder.

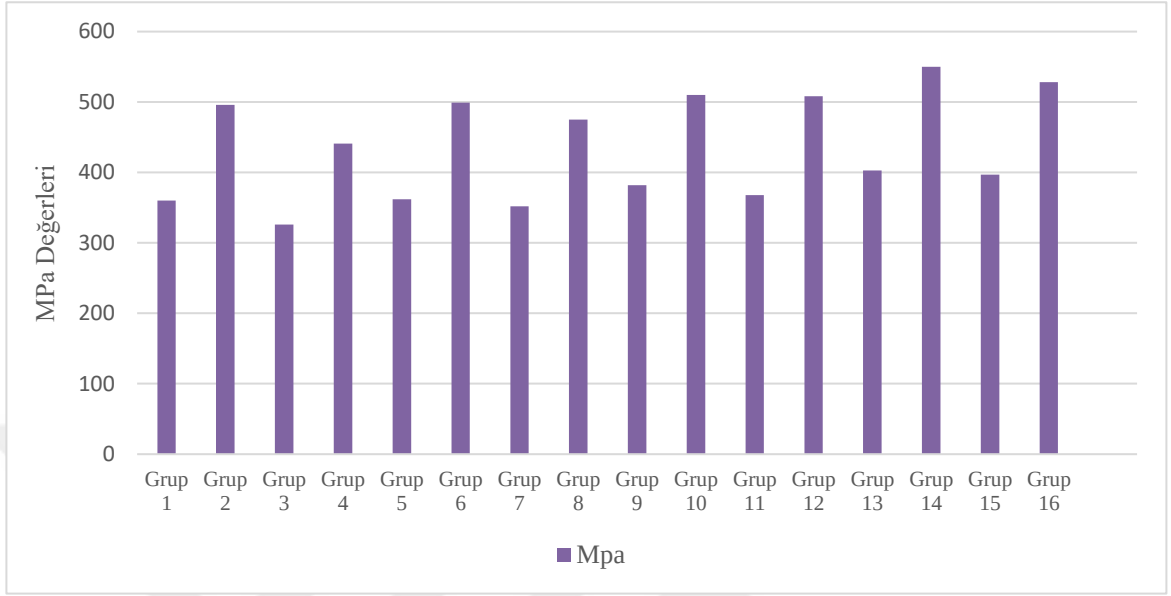
Yüzey işlemi gruplarının ($Q=11,628$, $p=0,015$) ve materyal kalınlığının ($Q=98,093$, $p=0,001$) iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur fakat termal siklus işleminin ($Q=2,482$, $p=0,120$) iki

eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yüzey işlemi ve termal siklus işlemi ($Q=1,181$, $p=0,765$), yüzey işlemi ve kalınlık ($Q=0,128$, $p=0,989$) ve termal siklus işlemi ve kalınlık ($Q=0,133$, $p=0,717$), yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlık ($Q=0,249$, $p=0,971$) gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

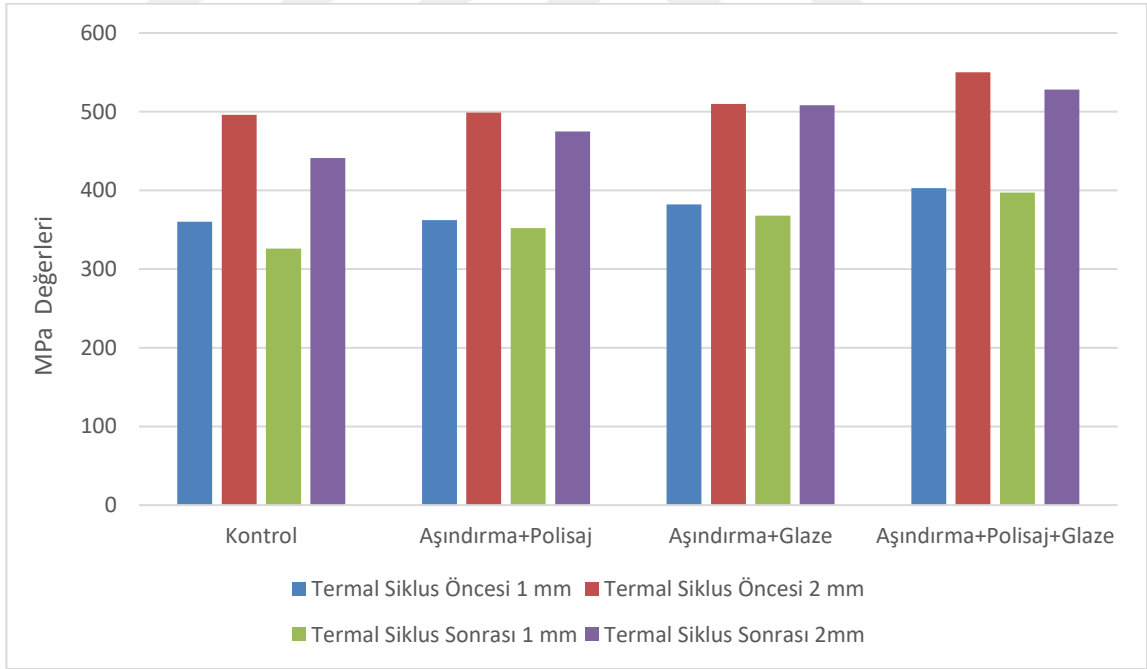
Tablo 4.13. Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Termal Siklus	Kalınlık	Yüzey İşlemleri			
		Kontrol	Aşındırma + Polisaj	Aşındırma + Glaze	Aşındırma + Polisaj + Glaze Grubu
Önce	1 mm	$360 \pm 17,3$	$362 \pm 18,1$	$382 \pm 22,1$	$403 \pm 30,3$
	2 mm	$496 \pm 32,2$	$499 \pm 19,3$	$510 \pm 33,4$	550 ± 43
Sonra	1 mm	$326 \pm 16,3$	$352 \pm 20,1$	$368 \pm 24,9$	$397 \pm 18,7$
	2 mm	$441 \pm 38,8$	$475 \pm 44,7$	$508 \pm 32,1$	$528 \pm 37,9$

Yüzey işlemi, termal siklus işlemi ve materyal kalınlığının birlikte etkisi iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,971$). En yüksek ortalama değer 550 ± 43 MPa ile APG grubunda termal siklus öncesinde ve 2 mm kalınlığında (Grup 14) elde edilmişken, en düşük ortalama değer $326 \pm 16,3$ MPa ile K grubunda termal siklus sonrasında 1 mm kalınlığında (Grup 3) elde edilmiştir.



Şekil 4.7. Çalışma gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri



Şekil 4.8. Yüzey işleme, termal siklus işlemi ve kalınlığa göre iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

4.2.1. Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.14. Yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri		
Kontrol	n	40
	Ort±SS	401 ± 16,8
Aşındırma+Polisaj	n	40
	Ort±SS	413 ± 14,5
Aşındırma+ Glaze	n	40
	Ort±SS	439 ± 17,6
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	40
	Ort±SS	464 ± 19,5

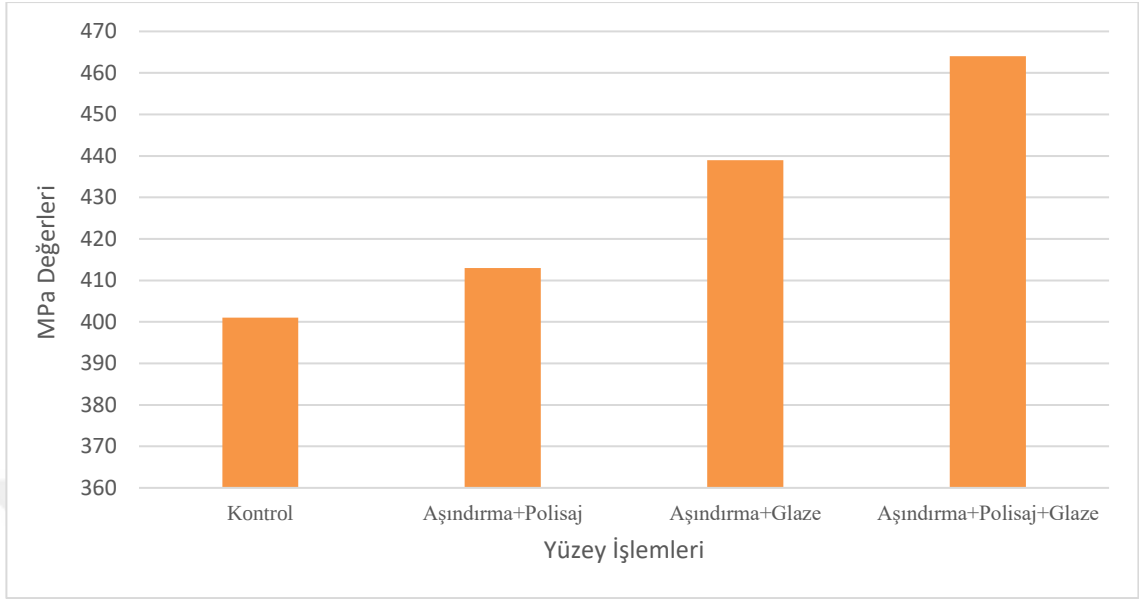
Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Farklı yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,015$). Farklı yüzey işlem gruplarına ait iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerinin karşılaştırıldığı bu verilere göre, K grubunun ortalama değeri $401 \pm 16,8$ MPa, AP grubunun ortalama değeri $413 \pm 14,5$ MPa, AG grubunun ortalama değeri $439 \pm 17,6$ MPa ve APG grubunun ortalama değeri $464 \pm 19,5$ MPa olarak elde edilmiştir. En yüksek MPa değeri APG grubunda, en düşük MPa değeri ise K grubunda gözlemlenmiştir. İkili karşılaştırmalar sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tablo 4.15. Yüzey işlem grupları arası ikili karşılaştırma p değerleri

Yüzey İşlemi	p
Kontrol - Aşındırma + Polisaj	0,594
Kontrol - Aşındırma + Glaze	0,509
Kontrol - Aşındırma + Polisaj + Glaze	0,107
Aşındırma + Polisaj - Aşındırma + Glaze	0,594
Aşındırma + Polisaj - Aşındırma + Polisaj + Glaze	0,205
Aşındırma + Glaze - Aşındırma + Polisaj + Glaze	0,594

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlam ifade eder.



Şekil 4.9. Yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

4.2.2. Termal Siklus İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.16. Termal siklus işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus		
Öncesi	n	80
	Ort±SS	439 ± 12,2
Sonrası	n	80
	Ort±SS	419 ± 12,4

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Termal siklus işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,120$). Termal siklus işlemi uygulanmayan grupların ortalama değerleri $439 \pm 12,2$ MPa, uygulanan grupların $419 \pm 12,4$ MPa bulunmuştur.

4.2.3. Kalınlık Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.17. Farklı kalınlık gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Kalınlık		
1 mm	n	80
	Ort±SS	367 ± 7,46
2 mm	n	80
	Ort±SS	498 ± 11,4

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Materyal kalınlığının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$). 1 mm kalınlığındaki grupların ortalama değeri $367 \pm 7,46$ MPa, 2 mm kalınlığındaki grupların $498 \pm 11,4$ MPa bulunmuştur.

4.2.4. Termal Siklus İşlemi ve Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.18. Termal siklus işlemi uygulanmayan grupların ve yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri	Termal Siklus Öncesi	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	423 ± 24,2
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	426 ± 19
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	442 ± 23,4
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	471 ± 31,3

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Yüzey işlemi ve termal siklus işleminin iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,765$).

Termal siklus işlemi uygulanmayan grupların verilerinin incelendiği bu tabloda (Tablo 4.17.) en yüksek ortalama değer $471 \pm 31,3$ MPa ile APG grubunda tespit edilmiştir. Bu grubu sırasıyla AG ve AP grupları izlemiştir. En düşük ortalama değer ise $423 \pm 24,2$ MPa ile K grubunda gözlemlenmiştir.

Tablo 4.19. Termal siklus işlemi uygulanan grupların ve yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri	Termal Siklus Sonrası	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	$380 \pm 24,1$
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	$399 \pm 21,3$
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	$435 \pm 26,5$
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	457 ± 24

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

Termal siklus işlemi uygulandığı gruplar incelendiğinde en yüksek ortalama değer 457 ± 24 MPa ile APG grubunda tespit edilmiştir. Bu değeri sırasıyla AG ve AP grupları izlemiştir. En düşük ortalama değer ise $380 \pm 24,1$ MPa ile K grubunda gözlemlenmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



Şekil 4.10. Termal siklus işlemi ve yüzey işlemi gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

4.2.5. Farklı Kalınlık ve Farklı Yüzey İşlemi Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.20. 1 mm kalınlığında farklı yüzey işlemleri gruplarının gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri	1 mm kalınlık	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	341± 9,82
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	352 ± 12,74
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	373 ± 16,1
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	399 ± 16,77

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

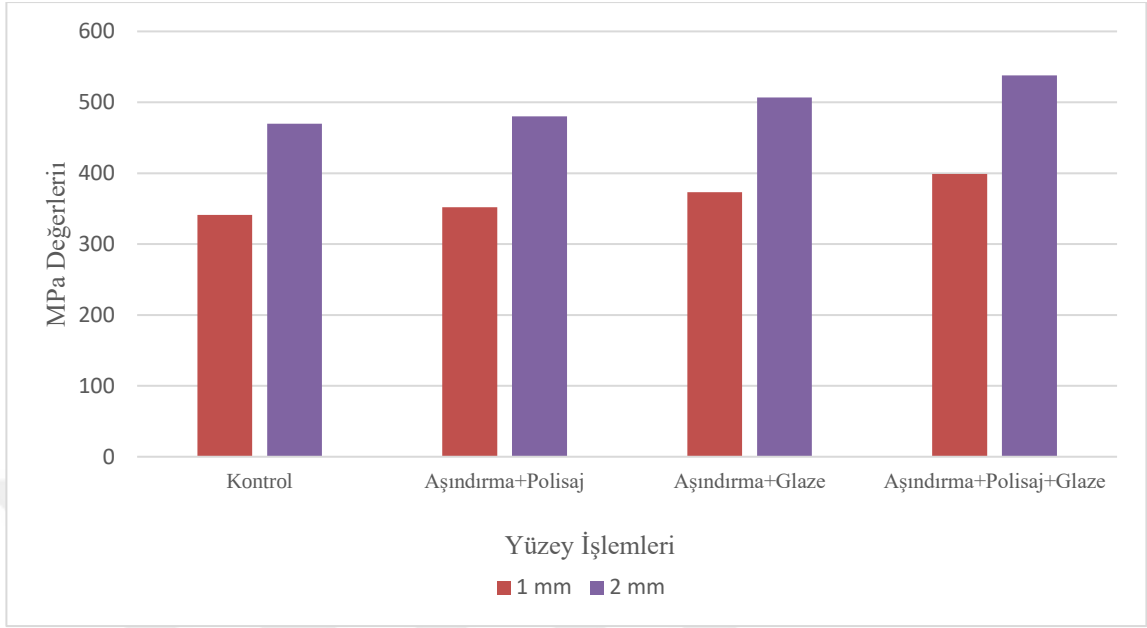
Yüzey işlemi ve kalınlık gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=989$). 1 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde, en yüksek ortalama değer $399 \pm 16,77$ MPa ile APG grubunda tespit edilmiştir. Bu değeri sırasıyla AG ve AP grupları izlemiştir. En düşük ortalama değer ise $341 \pm 9,82$ MPa ile K grubunda gözlemlenmiştir.

Tablo 4.21. 2 mm kalınlığında yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Yüzey İşlemleri	2 mm kalınlık	
Kontrol	n	20
	Ort±SS	470 ± 24,19
Aşındırma+Polisaj	n	20
	Ort±SS	480 ± 18,15
Aşındırma+ Glaze	n	20
	Ort±SS	507 ± 21,34
Aşındırma+Polisaj+Glaze	n	20
	Ort±SS	538 ± 26,94

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

2 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde, en yüksek ortalama değer $538 \pm 26,94$ MPa ile APG grubunda tespit edilmiştir. Bu değeri sırasıyla AG ve AP grupları izlemiştir. En düşük ortalama değer ise $470 \pm 24,19$ MPa ile K grubunda gözlemlenmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



Şekil 4.11. Kalınlık ve yüzey işlemleri gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

4.2.6. Termal Siklus İşlemi ve Kalınlık Gruplarının İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Verilerinin Değerlendirmesi

Tablo 4.22. Termal siklus işlemine göre 1 mm kalınlığındaki grupların iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus	1 mm kalınlık	
Önce	n	40
	Ort±SS	374 ± 10,9
Sonra	n	40
	Ort±SS	358 ± 10,5

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

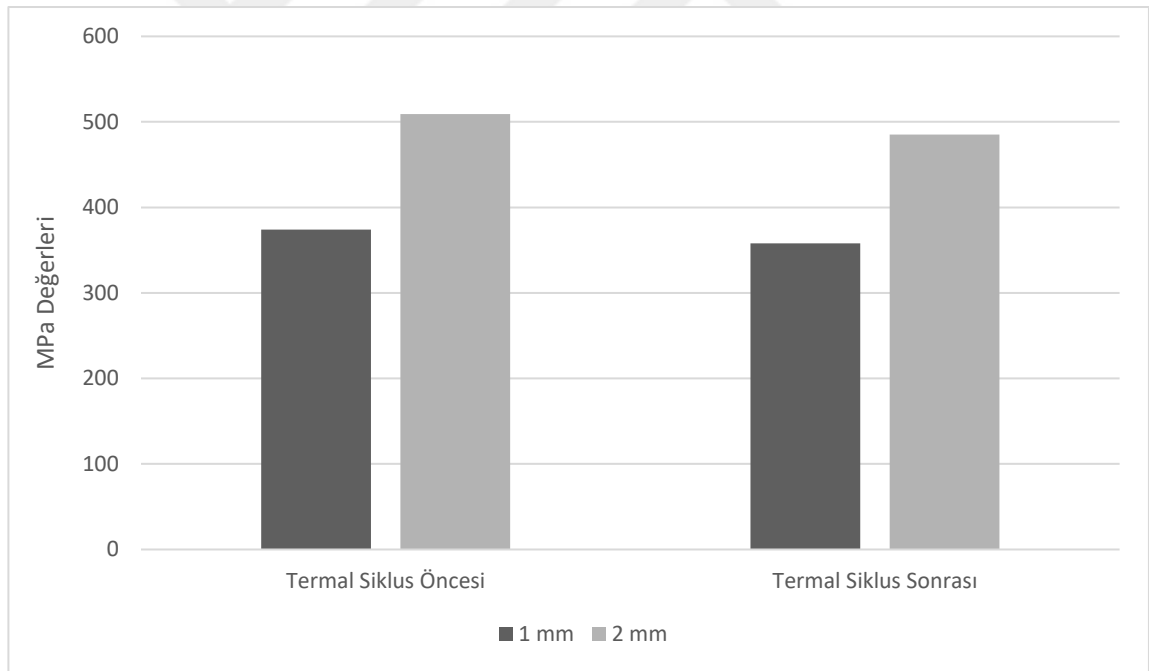
Termal siklus işlemi ve kalınlık gruplarının iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri üzerindeki birliktelik etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,717$). 1 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde termal siklus uygulanmayan grubun ortalama değeri $374 \pm 10,9$ MPa, termal siklus uygulanan grubun ortalama değeri $358 \pm 10,5$ MPa bulunmuştur.

Tablo 4.23. Termal siklus işlemine göre 2 mm kalınlığındaki grupların MPa ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Termal Siklus	2 mm kalınlık	
Önce	n	40
	Ort±SS	509 ± 14,8
Sonra	n	40
	Ort±SS	485 ± 17,1

Ort: Ortalama SS: Standart Sapma n: Örnek sayısı

2 mm kalınlığında hazırlanan gruplar incelendiğinde termal siklus uygulanmayan grubun ortalama değeri $509 \pm 14,8$ MPa, termal siklus uygulanan grubun ortalama değeri $485 \pm 17,1$ MPa bulunmuştur.



Şekil 4.12. Termal siklus işlemine göre 1 ve 2 mm kalınlığındaki grupların iki eksenli bükülme dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı kalınlıklarda üretilmiş monolitik zirkonyum materyaline, laboratuvar ve klinik ortamlarda uyumlama sırasında yapılan çeşitli yüzey işlemlerinin ve ağız ortamını taklit etmek amacıyla uygulanan termal siklus işleminin, materyalin yüzey pürüzlülüğü ve mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın bulguları, materyal kalınlığı, termal siklus uygulaması ve farklı yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ile iki eksenli bükülme testi sonuçlarının ortalama MPa değerleri üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu göstermiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, çalışmanın sıfır hipotezi olan farklı kalınlıklarda üretilen monolitik zirkonyum materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri ve termal siklus uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanımı üzerine bir etkisi yoktur hipotezi reddedilmiştir.

Günümüzde artan estetik beklentiler metal destekli porselen restorasyonların yerine tam seramik restorasyonların tercih edilmesini sağlamıştır (141). Metal destekli porselen restorasyonlar ve iki tabakalı seramik restorasyonlarda görülen alt yapı-üst yapı ayrılması gibi problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla, monolitik tam seramik restorasyonlara olan yönelim giderek artmıştır (142). Zirkonyum, diş hekimliğinde mükemmel mekanik özellikleri, üstün estetik görünümü ve yüksek biyouyumluluğu nedeniyle uzun yıllardır altyapı materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (143). Son yıllarda bilgisayar destekli üretim teknolojilerinin hızla gelişmesiyle birlikte, genellikle altyapı materyali olarak kullanılan zirkonyum, monolitik formda da kullanılabilir hale gelmiştir (144). Günümüzde, dört nesil zirkonyum polikristalin materyal bulunmaktadır. Birinci nesil, en yüksek mekanik özelliklere sahip olan %3 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş olan ve 3Y-TZP olarak adlandırılan zirkonyum türüdür (145).

Birinci nesil zirkonyum, yüksek opasitesi nedeniyle monolitik restorasyonların üretimi için uygun değildir. Bu materyalin monolitik kullanımına uygun hale getirilmesi için çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. Yapısındaki Al_2O_3 taneciklerinin boyutu ve sayısı azaltılarak daha yüksek ışık geçirgenliği sağlanmış ve bu sayede yarı saydam bir materyal elde edilmiştir (146). İkinci nesil zirkonyum materyallerinde, birinci nesile ek olarak Al_2O_3 tanecikleri zirkonyum taneciklerinin sınırlarına yerleştirilmiştir (147). İkinci nesil zirkonyum, geliştirilmiş yarı saydamlık ve üstün mekanik özellikler sunmaktadır (148). Üçüncü nesil zirkonyum, birinci ve ikinci nesillere kıyasla daha yüksek Y_2O_3 stabilizatör içeriği sayesinde tetragonal fazda yarı kararlı olarak kalır, aynı zamanda %53'e varan oranlarda kübik faz içerir. Kübik faz oranındaki artış, translusentliği artırarak estetik bir görünüm sağlarken, stresle tetiklenen tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün azalması, zirkonyumun dayanıklılığını olumsuz etkileyerek mekanik özelliklerinin zayıflamasına yol açmaktadır (149). Dördüncü nesil zirkonyum üçüncü nesille kıyaslandığında Y_2O_3 içeriği %4'e düşürülmüştür. Bu durum materyalin yarı saydamlığında azalmaya neden olurken 3. nesile göre bükülme dayanımı değerinde artışla sonuçlanmıştır (150). Tüm bu veriler göz önüne alındığında ikinci nesil zirkonyum, hem mekanik hem de estetik gereksinimleri dengeleyen, güvenilir bir seçenek olarak öne çıkmaktadır.

Restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri ve işlenebilirlikleri, tedavi başarısını doğrudan etkileyen önemli faktörlerdir. Sinterlenmiş zirkonyum bloklar oldukça serttir, bu nedenle frezelenmeleri zordur ve frezeleme sırasında materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir. Ayrıca, bu süreçte gerilim kaynaklı kontrolsüz faz dönüşümleri de meydana gelebilir (151). Yarı sinterlenmiş bloklar daha yumuşak ve kolay frezelenabilir olduğundan, bu blokların kullanılması ve ardından sinterizasyon işleminin gerçekleştirilmesi daha uygun bir yaklaşım olarak belirlenmiştir (152).

Bu nedenle bu çalışmamızda ikinci nesil %4-6 Y_2O_3 içeren 3 Y-TZP yarı sinterize VITA YZ® HT (VITA, Zahnfabrik, Almanya) monolitik zirkonyum blok kullanılmıştır. Sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme miktarı hesaplanarak, yarı sinterlenmiş örnekler gerçek boyutlarından yaklaşık %20-25 daha büyük olacak şekilde hazırlanmıştır.

CAD-CAM sistemleri diş hekimliğinde restoratif süreçlerin hassasiyetini ve hızını arttıran yenilikçi bir sistemdir. Bu sistem sayesinde restorasyonlar dijital olarak tasarlanıp frezelenir, böylece geleneksel yöntemlere kıyasla daha doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar elde edilir (16). Monolitik zirkonyum restorasyonların CAD-CAM sistemleriyle üretilmiş olması, kontur düzenlemesi ve okluzal uyumlamaya ihtiyaç duyulmayacağı anlamına gelmez. Bitim işleminden önce, materyalin okluzal ve proksimal bölgelerine elmas frezlerle aşındırma ve uyumlama yapılmalıdır (153). Materyal yüzeyine uygulanan aşındırma işlemi; pürüzlülüğün artması, renk stabilitesinin bozulması, bakteriyel tutulumun artması ve mekanik özelliklerin zayıflaması gibi birçok özelliği olumsuz etkileyebilir (154).

Lucas ve ark. (40), çalışmalarında kalın grenli elmas frezlerle gerçekleştirilen aşındırma işleminin zirkonyum materyalinin mekanik özelliklerini zayıflattığını, buna karşılık daha ince grenli elmas frezlerle yapılan aşındırma işleminin mekanik özellikleri iyileştirdiğini gözlemlemiştir. Dapieve ve ark. (155) kalın grenli elmas frezlerle yapılan yüzey aşındırma işleminin zirkonyumun monoklinik fazında artışa neden olduğunu bulmuşlardır. Çeşitli çalışmalar sonucunda elmas frezlerde kullanılan kalın grenli elmas tanecik boyutunun yüzey pürüzlülük değerlerinde artışa neden olduğu bulunmuştur (84, 156, 157). Yüzey aşındırma işlemi sırasında kullanılacak frez türü, freze uygulanan kuvvet, kuvvetin uygulama yönü, süresi ve hızı konusunda ortak bir görüş bulunmamaktadır (144, 153, 158). Monolitik zirkonyum için 220 µm grenli elmas partikül içeren frezlerle 160.000 rpm dönüş hızında (159, 160), 100 µm grenli elmas partikül içeren frezlerle 20.000 rpm dönüş hızında (79), 30 µm grenli elmas partikül içeren frezlerle 200.000 rpm dönüş hızında (161), 125 µm grenli 120.000 rpm dönüş hızında (162) aşındırma işleminin yapıldığı çalışmalar bulunmaktadır. Yüksek hızlı çalışan döner aletlerin, düşük hızlı olanlara göre daha az kuvvet ve ısı ürettiği sonucuna varılmıştır (163). Kosmac ve ark. (17) yaptığı çalışmada, su soğutması olmadan uygulanan yüzey aşındırma işlemi sırasında sıcaklığın çok yükseldiğini gözlemlemiştir. Bu artan sıcaklık, materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemiştir.

Bu çalışmalar doğrultusunda, yüzey aşındırma işlemi su soğutması altında, ince grenli 30 µm grenli elmas partikülleri içeren kırmızı bantlı frezlerle, 200.000 rpm hızında gerçekleştirilmiştir.

Polisaj işlemi, materyalin uyumlama sırasında oluşmuş yüzey düzensizliklerini gidermeye ve yüzeyin daha parlak hale gelmesini sağlamaya yönelik bir işlemdir. Aşındırma sonrasında pürüzlü hale gelen restorasyon yüzeyinin, polisaj sistemleri ve glaze uygulamalarıyla pürüzlülüğünün azaltılması gerekmektedir (153). Günümüzde birçok farklı polisaj seti bulunmaktadır. Zirkonyum için özel olarak üretilmiş polisaj setleri de mevcuttur. Bu setler, tek, iki, üç veya dört aşamalı olarak tasarlanmıştır (90).

Jin ve ark. (164) monolitik zirkonyum örneklerle zirkonyum ve porselen polisaj setleri ile polisaj işlemi uygulamıştır. Zirkonyum polisaj seti kullanılan örnek grubu, porselen polisaj seti kullanılan gruba kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Bazı çalışmalarda, polisaj işleminin kalın grenli polisaj frezleriyle başlayıp ince grenli polisaj frezleriyle tamamlanmasının, yüzey pürüzlülük değerlerinde önemli bir azalma sağladığı sonucuna ulaşılmıştır (165–168). Polisaj işleminde kullanılan döner alet, uygulama hızı ve süresi ile ilgili ortak fikir birliği bulunmamaktadır (144, 153, 169).

Kurt ve ark. (170) %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonyum materyalinde polisaj işlemini 10.000 rpm dönüş hızında gerçekleştirmiştir. Her bir lastik disk, örnek yüzeyine bir doğrultuda 30 saniye süreyle uygulanmış, ardından örnek 90° döndürülerek ek olarak 30 saniye daha polisaj işlemi uygulamışlardır. Steiner ve ark. (171) beş farklı seramik materyaline polisaj işlemi uygulamışlardır. Her bir lastik disk, örnek yüzeyine bir doğrultuda 30 saniye süreyle uygulanmış, ardından örnek 90° döndürülerek ek olarak 30 saniye daha polisaj yapılmıştır. Jin ve ark. (164) monolitik zirkonyum materyaline uyguladıkları polisaj işlemini başlangıçta aşındırma işlemi yönünde daha sonra polisaj kaynaklı oluşacak çizilmeleri önlemek için de tersi yönde toplam 120 saniye 10.000 rpm hızda gerçekleştirmişlerdir. Polisaj süresinin gereğinden fazla uzatılması, polisaj etkinliğinde bir artış sağlamamakta; aksine, artan ısı nedeniyle polisaj aletlerinde oluşan yorgunluğa bağlı olarak polisaj etkinliğinde azalmaya neden olabilmektedir (172).

Mohammadi-Bassir ve ark. (53), iki aşamalı polisaj işlemi uygulanan grupların bükülme dayanımının, tek aşamalı polisaj işlemi uygulanan gruplardan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Preis ve ark. (168) monolitik zirkonyum materyaline iki ve üç aşamalı polisaj setleri kullanılarak polisaj işlemleri uygulamış ve yüzey pürüzlülüğü değerlerini incelemiştir. Yüzey pürüzlülüğü, takip eden polisaj aşamaları ile daha da azalmıştır; ancak, iki aşamalı ve üç aşamalı sistemler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bir sistem hariç tüm polisaj sistemlerinin nihai yüzey pürüzlülüğü 0.2 ile 0.3 μm olarak bildirilmiştir. Bu değerler, bazı durumlarda glaze için rapor edilen değerlerden daha düşüktür. Bu nedenle, iki veya üç aşamalı sistemlerde tüm polisaj aşamalarının sıralı olarak uygulanmasının, etkili bir pürüzsüzlük sağlamak için önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Huh ve ark. (137) çalışmalarında, beş farklı zirkonyum polisaj kiti EVE Diacera (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya), CeraGloss (Edenta AG, Au/SG, İsviçre), StarGloss (Edenta AG, Au/SG, İsviçre), LUSTER for Zirconia Adjusting and Polishing Kit (Hager & Meisinger GmbH, Düsseldorf, Almanya), DFS Diamond Zirconia Tools (DFS-Diamond GmbH, Riedenburg, Almanya) ve bir yeni polisaj kiti D&Z Zirconia Polishing Set (D&Z, Almanya) kullanarak monolitik zirkonyum materyaline polisaj işlemi uygulamışlardır. Değerlendirilen polisaj sistemleri arasında, dört kit (D&Z, EVE, Star ve LUSTER) diğerlerine (Cera ve DFS) kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler sağlamıştır.

Bu çalışmalar doğrultusunda, çalışmamızda polisaj işlemi, 3 aşamalı EVE Diacera® DiaSyn Plus (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) zirkonyum polisaj seti kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İşlem, ileri geri süpürme hareketi ile 10.000 rpm dönme hızında, aynı yönde 30 saniye boyunca uygulanmıştır. Ardından, örnekler 90° döndürülerek önceki aşındırma yönüne dik olacak şekilde ek 30 saniye polisaj yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü, bir yüzeyin mikroskobik düzeydeki düzensizliklerini ve topografik farklılıklarını tanımlayan kritik bir parametredir. Bu özellik, materyalin mekanik dayanımı, aşınma direnci, biyouyumluluk gibi fiziksel ve fonksiyonel parametrelerini doğrudan etkileyebilir. Ayrıca, pürüzlülüğün estetik görünüm, sürtünme katsayısı ve yüzey ile temas eden karşıt diş ve restorasyon üzerindeki etkisi de göz ardı edilemez.

Bu nedenle, pürüzlülük parametresinin hassas bir şekilde ölçülmesi ve değerlendirilmesi, yüzeyin fonksiyonel özelliklerinin optimize edilmesinde önemli bir rol oynar (173). Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi amacıyla, profilometre cihazı sıklıkla kullanılmakta ve yüzeyin çeşitli noktalarından alınan ölçümler yardımıyla pürüzlülük değeri hesaplanmaktadır. Profilometre, restorasyonun yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için kullanılan bir cihazdır. Yüzey pürüzlülüğü genellikle Ra parametresi ile ifade edilir. Ra bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Ölçüm yüzeyi üzerindeki tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre mesafesi ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla belirlenir (118). Literatürdeki bazı çalışmalarda, ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerini hesaplamak için örneğin merkezinden alınan üç paralel ölçüm yapılmıştır (174–177).

Bu çalışmalar doğrultusunda, çalışmamızda her örnek yüzeyinin merkezinden 3 paralel ölçüm yapılmış ve elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak Ra değerleri hesaplanmıştır.

Bu çalışmada farklı yüzey işlem gruplarının karşılaştırıldığı istatistiksel veriler değerlendirildiğinde en yüksek Ra değeri $1 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ile AP grubunda bulunmuştur bu değerleri $0,94 \pm 0,03 \mu\text{m}$ ile K, $0,26 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile AG ve $0,23 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile APG grupları takip etmiştir. K ve AP değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken diğer yüzey işlemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Hmaidouch ve ark. (84), çalışmalarında 3Y-TZP monolitik zirkonyum (Zirluna; ACF Amberger Central Fraescenter, Amberg, Almanya) ve 2 mm kalınlığında feldspatik porselen ile kaplanmış (VitaVM9; Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya) 3Y-TZP örneklerine, üç farklı gren boyutuna sahip frezle aşındırma, üç aşamalı polisaj sistemleri ile polisaj işlemleri ve glaze işlemi uygulamışlardır. Bu yüzey işlemleri sonucunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri glaze uygulamasında bulunmuştur.

Jum'ah ve ark. (154), 3Y-TZP (DD Bio ZX2; Dental Direkt, Bielefeld, Almanya), 5 Y-TZP (DD cube ONE®; Dental Direkt, Bielefeld, Almanya) ve 8Y-TZP (DD cubeX2®; Dental Direkt, Bielefeld, Almanya) monolitik zirkonyum örneklerine aşındırma, bir aşamalı polisaj, iki aşamalı polisaj, dört aşamalı polisaj ve glaze işlemleri uygulamış ve

en düşük yüzey pürüzlülüğü değerini glaze işlemi ile elde etmişlerdir. Bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bunun yanında, yalnızca 3Y-TZP monolitik zirkonyum grubunda, dört aşamalı polisaj ile glaze işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir.

Al-Hamad ve ark. (178) ise, 3Y-TZP (Ceramill Zi; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) 5Y-TZP (Zolid Fx; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) ve üç farklı yöntemle hazırlanmış feldspatik porselenle kaplanmış (Vita VM9; Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya) 3Y-TZP zirkonyum materyaline aşındırma, polisaj, süper polisaj, süper polisaj ile birlikte pat ve glaze işlemleri uygulamışlardır. Tüm gruplarda en düşük yüzey pürüzlülük değerini glaze uygulamasında tespit etmişlerdir. Bu çalışmada glaze uygulanmasıyla en düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiş olup, bu bulgular Hmaidouch ve ark. (84), Jum'ah ve ark. (154) ve Al-Hamad ve ark. (178) tarafından rapor edilen sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Glaze işleminin, zirkonyum restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü azaltmada etkili bir yöntem olduğu literatürdeki çalışmalarla uyumlu olarak gözlemlenmiştir.

Eltanahy ve ark. (179), süper translusent çok katmanlı monolitik zirkonyum (Katana STML; Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) materyaline sulu ve susuz ortamlarda aşındırma işlemi uygulamış, ardından polisaj ve glaze işlemlerini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında, polisaj yapılan örnekler glaze uygulananlara kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülüğü sergilemiştir. Benzer şekilde Doğdu ve ark. (180), 4Y-TZP (Katana UTML; Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) ve 5Y-TZP (Zolid HT; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) monolitik zirkonyum materyallerine farklı sıcaklıklarda sinterleme işlemi uyguladıktan sonra materyal yüzeyine polisaj ve glaze işlemlerini uygulamışlardır. Çalışmalarında, polisaj yapılan örneklerin, glaze uygulananlara kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlarda glaze uygulanan gruplarda, polisaj işleminden daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiştir bu nedenle bu çalışmanın sonuçları Eltanahy ve ark. (179) ile Doğdu ve ark.'nın (180) çalışmasından farklı bulunmuştur. Bu farklılığın, bu çalışmada kullanılan zirkonyum materyalinin

itriyum içeriğinin farklı olması, farklı polisaj kiti ve glaze materyali kullanımı kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Zucuni ve ark. (181), monolitik zirkonyum (Zenostar T; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyaline aşındırma, aşındırma ve ısıtma işlemi, aşındırma ve polisaj, aşındırma, polisaj ve ısıtma işlemi, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamışlar ve en yüksek yüzey pürüzlülük değerini aşındırma grubunda tespit etmişlerdir. Bu grubu sırasıyla aşındırma ve polisaj ile aşındırma ve glaze grupları takip etmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise aşındırma, polisaj ve glaze grubunda gözlemlenmiştir. Hatanaka ve ark. (182), parsiyel stabilize zirkonyum (Prettau; Zirkonzahn, Gais, İtalya) ve tam stabilize zirkonyum (Prettau Anterior; Zirkonzahn, Gais, İtalya) materyallerine uyguladıkları farklı yüzey işlemlerinde aşındırma grubunun en pürüzlü yüzey özelliklerine sahip olduğunu, bunu aşındırma ve polisaj, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze gruplarının izlediğini rapor etmişlerdir. Ancak yüzey işlem grupları arasındaki pürüzlülük farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Zucuni ve ark. (183) tam stabilize zirkonyum (IPS e.max ZirCAD MT Multi; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyaline aşındırma, aşındırma ve polisaj, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemlerini uygulamış ve polisaj için iki aşamalı polisaj kiti kullanmışlardır. Çalışmalarında en yüksek yüzey pürüzlülük değeri aşındırma grubunda, en düşük yüzey pürüzlülük değeri ise aşındırma, polisaj ve glaze grubunda tespit edilmiştir. Bu çalışmalar sonucunda, daha pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi için polisaj ve glaze işlemlerinin bir arada uygulanması gerektiği sonucuna ulaşılabilir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlarda da en düşük yüzey pürüzlülük değeri APG grubunda bulunmuştur ve Zucuni ve ark. (181) , Hatanaka ve ark. (182), Zucuni ve ark.'nın (183) çalışmalarına benzerdir.

Restorasyon materyalleri, ağız ortamında maruz kaldıkları kuvvetler, ani sıcaklık değişimleri ve pH seviyesindeki değişiklikler nedeniyle zamanla yapısal değişimlere uğrar ve yaşlanma süreci meydana gelir. Bu faktörlerin etkisiyle aşınma, çatlama ve kırılma gibi yorulma kaynaklı problemler ortaya çıkabilir. Klinik ortamda bu süreçler incelenirse de, yüksek maliyetler ve testlerin zor standardize edilmesi, araştırmacıları laboratuvar ortamında gerçekleştirilen testlere yönlendirmektedir (102).

Termal siklus işlemi, uluslararası literatürde yaygın olarak kabul edilen yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bununla birlikte, termal siklus uygulamasında siklus sayısı, sıcaklık aralığı ve süre ile ilgili standart bir protokol bulunmamaktadır (184).

Gale ve Darvell (139), 25 dergiden seçilen 99 birinci yazarın katkılarıyla 130 laboratuvar termal döngü çalışması derlemesi yapmıştır. Testlerde numunelerin sıcaklıkta kalma süresinin genellikle 30 saniye civarında olup, 4 saniyeden 20 dakikaya kadar değişiklik gösterdiği bildirilmiştir. Düşük sıcaklık noktalarının ortalaması 6,68°C (aralık 0–36°C, medyan 5,0°C) olarak, yüksek sıcaklık noktalarının ortalaması ise 55,58°C (aralık 40–100°C, medyan 55°C) olarak rapor edilmiştir. 10.000 siklusun yaklaşık olarak 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiğini ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada 1 yıllık yaşlanmayı taklit etmek hedeflendiği için, örnekler banyo sıcaklıkları 5-55 °C, banyo bekleme süresi 30 saniye olacak şekilde, 10.000 sikluluk yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur.

Bu çalışmada, termal siklus uygulanmayan örneklerin Ra değerleri $0,53 \pm 0,03 \mu\text{m}$, termal siklus işlemi uygulanan örneklerin Ra değeri $0,69 \pm 0,03 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Termal siklus uygulamasıyla birlikte, yüzey işlem gruplarında meydana gelen yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Termal siklus uygulanmayan grupta en düşük Ra değeri $0,2 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile AG ve APG gruplarında saptanırken, en yüksek Ra değeri $0,95 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ile AP grubunda tespit edilmiştir. Termal siklus işlemi uygulanan grupta ise en düşük Ra değeri $0,25 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ile APG grubunda, en yüksek Ra değeri ise $1,13 \pm 0,04 \mu\text{m}$ ile K grubunda bulunmuştur. Termal siklus uygulamasıyla birlikte kalınlık gruplarında meydana gelen yüzey pürüzlülüğü değerlerindeki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Termal siklus uygulanmayan 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki örnekler aynı Ra değerlerine ($0,53 \pm 0,04 \mu\text{m}$) sahip bulunurken, termal siklus uygulanan 1 mm kalınlığındaki örnekler $0,75 \pm 0,06 \mu\text{m}$, 2 mm örnekler $0,65 \pm 0,03 \mu\text{m}$ bulunmuştur.

Döğüşcü ve ark. (185) tek katmanlı (IPS e.max ZirCAD MT; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve iki farklı çok katmanlı zirkonyum (IPS e.max ZirCAD MT; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (IPS e.max ZirCAD Prime, ; Ivoclar Vivadent, Schaan,

Liechtenstein) örneklerine polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamış, ardından bu örnekleri termal siklus işlemine tabi tutmuşlardır. Çalışmada, polisaj ve glaze uygulanan gruplarda termal siklus sonrasında yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiş ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, glaze gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri polisaj gruplarına göre daha düşük tespit edilmiş, ancak bu fark da istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmemiştir. Vasiliu ve ark. (186) ise, altı farklı cam seramik (Vita PM9 FP; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya), (IPS Emax Press LDSP; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (Celtra Press ZLSP; Dentsply, Hanau, Almanya), (Vita Mark II FM; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya), (IPS e max CAD LDM; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (Vita Suprinity ZLSM; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) materyaline polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamış ve termal siklus sonrası her iki grupta da yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlenmiştir. De Souza ve ark. (187) monolitik zirkonyum (Vipi Block Zircon Translucent; Vipi, Pirassununga, Brezilya) örneklerine aşındırma ile aşındırma ve polisaj yüzey işlemleri uygulamış, ardından otoklavda yaşlandırma ve termal siklus işlemi gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında, aşındırma ile aşındırma ve polisaj uygulanan örneklerde termal siklus sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinde artış saptanmış ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmada termal siklus uygulamasıyla yüzey pürüzlülük değerinde artış görülmüş ve bu sonuçlar De Souza ve ark. (187), Vasiliu ve ark. (186), Döğüşcü ve ark.'nın (185) çalışmalarına benzer bulunmuştur. Ancak bu çalışmada sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken bahsi geçen çalışmalarda anlam ifade etmemiştir.

Bartolo ve ark. (188) zirkonyum (Katana Zirconia HT; Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) örneklere üç farklı polisaj sistemi uygulamış ve bu işlemler sonrasında örnekleri termal siklus işlemine tabi tutmuşlardır. Çalışmada, termal işlem uygulanan iki polisaj sistemi grubunda yüzey pürüzlülüğü değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenirken, yalnızca bir grupta artış tespit edilmiştir; ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Öztürk ve ark. (189) ise, monolitik zirkonyum (Ceramill Zolid FX; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) örneklerine aşındırma, aşındırma ve polisaj, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamış ve ardından

termal siklus işlemi gerçekleştirmişlerdir. Termal siklus sonrasında, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze gruplarında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış saptanmış, aşındırma ile aşındırma ve polisaj gruplarında ise yüzey pürüzlülüğünde azalma gözlenmiştir. Ancak, bu değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Bu çalışmada termal siklus uygulaması sonrasında yüzey işlemi gruplarının tamamında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Bu nedenle, bu çalışmanın bulguları Bartolo ve ark.'nın (188) çalışmasından farklı bulunmuştur. Bu farkın bu çalışmada uygulanan polisaj setinin, polisaj prosedürlerinin ve termal siklus sayısının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Öztürk ve ark.'nın (189), çalışmasında termal siklus uygulamasıyla aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze gruplarında meydana gelen yüzey pürüzlülük değerlerindeki artış bu çalışmayla benzer bulunurken, aşındırma ve polisaj grubundaki düşüş farklı olarak bulgulanmıştır.

Dayanıklılık, restorasyonun kırılma anına kadar maruz kaldığı en yüksek stres değeri olarak tanımlanmakta olup, restorasyonun uzun vadeli başarısını belirleyen en önemli mekanik parametrelerden biridir. Aynı materyalin dayanım değerlerinin farklı test yöntemleriyle değerlendirilmesi, elde edilen sonuçlarda farklılıklar meydana gelmesine neden olabilir. Bu farklılıklar, kullanılan test prosedürlerindeki farklılıklardan ve test koşullarındaki değişkenlerden kaynaklanmaktadır (190). Restorasyonun mekanik dayanımını ölçen birçok test yöntemi mevcuttur; bunlar arasında üç nokta, dört nokta ve biaksiyel bükülme dayanım testleri yer almaktadır (191). Bazı araştırmacılar, biaksiyel bükülme dayanım testlerinin diğer bükülme dayanım testlerine kıyasla daha hassas, güvenilir ve istatistiksel olarak daha anlamlı sonuçlar verdiğini belirtmiştir (112,190). Özcan ve ark. (192), iki eksenli bükülme testinde restorasyon materyalinin kenar bölgelerinde meydana gelen kırılmaların, yük uygulama alanının merkeze odaklanmış olması nedeniyle test sonuçlarını etkilemediğini, bu nedenle elde edilen verilerin daha güvenilir olduğunu vurgulamışlardır. Biaksiyel bükülme testlerinden biri olan üç top üzerinde piston tekniği, saf bükülmeyi taklit etmesi ve yükün merkezden iletilmesi sayesinde restorasyon kenarlarının korunmasıyla en etkili bükülme dayanımı testi olarak kabul edilmektedir (127).

Bu bilgiler göz önüne alınarak, bu çalışmada bükülme dayanımının değerlendirilmesi amacıyla, ISO 6872'ye (140) uygun olarak üç top üzerine piston yöntemi ile biaksiyel bükülme testi uygulanmıştır.

Bu çalışmada farklı yüzey işlem gruplarının karşılaştırılması sonucunda, en yüksek bükülme dayanımı değeri $464 \pm 19,5$ MPa ile APG grubunda elde edilmiştir. Bu grubu sırasıyla $439 \pm 17,6$ MPa ile AG ve $413 \pm 14,5$ MPa ile AP grupları takip etmiştir. En düşük bükülme dayanımı ise $401 \pm 16,8$ MPa ile K grubunda tespit edilmiştir. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Aboushelib ve Wang (193), monolitik zirkonyum (Procera Zirconia; Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) örneklerle farklı aşındırma işlemleri uygulamış ve elmas frezle yapılan aşındırma işleminden sonra uygulanan polisaj, glaze ve bonding ajanlarının etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında, polisaj uygulanan örneklerin glaze uygulananlara kıyasla daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Mohammadi-Bassir ve ark. (53), Y-TZP zirkonyum (Ceramill; Amman Girrbach GmbH, Koblach, Avusturya) örneklerle aşındırma, iki farklı polisaj seti ile polisaj ve glaze işlemleri uygulamıştır. Çalışmanın sonucunda aşındırma ile polisaj işlemlerinin bükülme dayanımını anlamlı derecede artırdığı sonucuna ulaşmışlardır. Bunun yanında glaze işleminin bükülme dayanımını azalttığı tespit edilmiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Zucuni ve ark. (181), Y-TZP zirkonyum (Zenostar T; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) örneklerle aşındırma, aşındırma ve ısıtma işlemi, aşındırma ve polisaj, aşındırma, polisaj ve ısıtma işlemi, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamıştır. Sonuç olarak en yüksek bükülme dayanımını aşındırma grubunda, en düşük bükülme dayanımını ise aşındırma ve glaze grubunda saptamışlardır. Glaze işlemi sırasında yüzeyde oluşan gözeneklerin ve mikro çatlakların kapanmasının, soğuma sırasında yüzeyde basınç gerilmeleri yaratıp bükülme dayanımını artırabileceği öne sürülmektedir (194). Bu çalışmada glaze uygulamasıyla bükülme dayanımı değerlerinin arttığı bulunmuştur ve Aboushelib ve ark. (193), Mohammadi-Bassir ve ark. (53), Zucuni ve ark. 'nın (181) çalışmalarından farklılık göstermektedir.

Glaze işlemi sırasında materyalin maruz kaldığı sıcaklık ve nemin, bükülme dayanımını azaltabileceği düşünülmektedir (195). Bu iki fenomen farkı sebebiyle bu çalışmanın diğer çalışmalardan farklı olduğunu düşünmekteyiz.

Khayat ve ark. (196) yüksek translusent zirkonyum (Tizian Blank Translucent; Schütz Dental Group, Rosbach, Almanya) örneklerle aşındırma, iki farklı polisaj setiyle polisaj ve glaze işlemleri uygulamış, aşındırma yapılan grubun en düşük bükülme dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Polisaj ve glaze uygulanan gruplarda bükülme dayanımında artış kaydedilmiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

De Carvalho ve ark. (197) tam stabilize zirkonyum (Katana UTML; Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya) örneklerle polisaj, glaze ile polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamışlardır. En yüksek bükülme dayanımı değerini polisaj ve glaze grubunda elde edilmiş bunu sırasıyla glaze ve polisaj grubu takip etmiştir. Polisaj ve glaze işleminin birlikte uygulanmasıyla istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmiştir. Glaze materyali uygulanan örneğin fırınlanmasının, CAD/CAM elmas frezler ve polisaj lastiklerinin materyal yüzeyinde oluşturduğu gerilimi kısmen giderdiği belirtilmiştir. Bu durumun, polisaj ve glaze grubunun en yüksek mekanik dayanım değerlerini sergilemesini açıklayabileceği düşünülmüştür. Zucuni ve ark. (183) tam stabilize zirkonyum örneklerle (IPS e.max ZirCAD MT Multi; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aşındırma, aşındırma ve polisaj, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamışlar ve en yüksek bükülme dayanımının aşındırma, polisaj ve glaze grubunda elde edildiğini, bunu sırasıyla aşındırma ve glaze ile aşındırma ve polisaj gruplarının takip ettiğini rapor etmişlerdir. Ancak, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Barreto ve ark. (198) yüksek translusent 3Y-TZP monolitik zirkonyum (VİTA YZ®HT, VITA, Zahnfabrik, Almanya) örneklerle glaze ve estetik görünümü iyileştiren bir renklendirici ajan ile glaze işlemleri uygulamış ve her iki işlemin de bükülme dayanımını artırdığını, bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada AP, AG ve APG işlemlerinin bir arada uygulanması bükülme dayanımı değerlerinde artış sağlamıştır ve Khayat ve ark. (196), Zucuni ve ark. (183), De Carvalho ve ark. (197) ve Barreto ve ark. (198) tarafından yapılan çalışmalara benzer bulunmuştur.

Bu çalışmada, termal siklus uygulanmamış tüm yüzey işlem gruplarının bükülme dayanımı değerleri $439 \pm 12,2$ MPa, termal siklus uygulanmış örneklerin ise $419 \pm 12,4$ MPa olarak gözlenmiştir. Termal siklus uygulamasının, bükülme dayanımı değerlerinde bir azalmaya yol açtığı gözlemlenmiştir. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Termal siklus uygulanmamış gruplar arasında en yüksek bükülme dayanımı değeri $471 \pm 31,3$ MPa ile APG grubunda tespit edilirken, bu grubu $442 \pm 23,4$ MPa ile AG ve 426 ± 19 MPa ile AP grupları takip etmiştir. En düşük bükülme dayanımı değeri ise $423 \pm 24,2$ MPa K grubunda gözlenmiştir. Termal siklus uygulanmış gruplar incelendiğinde ise yine en yüksek bükülme dayanımı değeri 457 ± 24 MPa ile APG grubunda elde edilmiş bunu sırasıyla $435 \pm 26,5$ MPa ile AG ve $399 \pm 21,3$ MPa AP grupları takip etmiştir. En düşük bükülme dayanımı değeri ise $380 \pm 24,1$ MPa ile K grubunda tespit edilmiştir.

De Souza ve ark. (187), monolitik zirkonyum (Vipi Block Zirconn Translucent; Vipi, Pirassununga, Brezilya) örneklerle aşındırma ile aşındırma ve polisaj yüzey işlemleri uygulamış ve bu işlemler sonrasında otoklavda yaşlandırma ve termal siklus işlemleri gerçekleştirmiştir. Çalışmalarında, tüm yüzey işlem gruplarında termal siklus sonrasında bükülme dayanımında azalma gözlenmiştir. Öztürk ve ark. (189), monolitik zirkonyum (Ceramill Zolid FX; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) örneklerle aşındırma, aşındırma ve polisaj, aşındırma ve glaze ile aşındırma, polisaj ve glaze yüzey işlemleri uygulamış ve termal siklusun ardından tüm yüzey işlem gruplarında bükülme dayanımında azalma tespit edilmiştir. Ancak her iki çalışmada da bu azalmalar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmada termal siklus sonrası bükülme dayanımı değerleri azalmıştır ve De Souza ve ark. (187) ile Öztürk ve ark. 'nın (189) çalışmalarına benzer bulunmuştur.

ISO 6872'ye (140) göre, üç top üzerine piston tekniği ile iki eksenli bükülme dayanımı testleri yapılacak örneklerin çapı en az 12 mm ile 16 mm arasında, kalınlığı ise yaklaşık 1 mm ile 2 mm arasında olmalıdır. Bu kriterler doğrultusunda, çalışmamızda 15 mm çapında, 1 mm ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde monolitik zirkonyum örnekler hazırlanmıştır.

Bu çalışmada 1 mm kalınlığındaki örnek gruplarının bükülme dayanım değerleri $367 \pm 7,46$ MPa, 2 mm kalınlığındaki örneklerin $498 \pm 11,4$ MPa olarak bulunmuştur. 1 mm kalınlığındaki örnek gruplarına uygulanan yüzey işlemlerinde en yüksek bükülme dayanımı değerleri $399 \pm 16,77$ MPa ile APG grubunda bulunmuştur. Bu grupları sırasıyla $373 \pm 16,1$ MPa ile AG ve $352 \pm 12,74$ MPa ile AP grupları takip etmiştir. En düşük bükülme dayanımı değerleri $341 \pm 9,82$ MPa ile K grubunda bulunmuştur. 2 mm kalınlığındaki örnek gruplarına uygulanan yüzey işlemlerinde en yüksek bükülme dayanımı değerleri $538 \pm 26,94$ MPa APG grubunda bulunmuştur. Bu grupları sırasıyla $507 \pm 21,34$ MPa ile AG ve $480 \pm 18,15$ MPa ile AP grupları takip etmiştir. En düşük bükülme dayanımı değerleri $470 \pm 24,19$ MPa ile K grubunda bulunmuştur.

Ozer ve ark. (79), çalışmalarında, 0.8 mm ve 1.3 mm kalınlıktaki monolitik zirkonyum (Prettau; Zirkonzahn, Gais, İtalya) örneklerine Al_2O_3 tanecikleriyle aşındırma ile aşındırma ve polisaj yüzey işlemleri uygulamıştır. Bulgular, 1.3 mm kalınlığındaki örneklerin, 0.8 mm kalınlıktaki örneklerle kıyasla daha yüksek bükülme dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Karbasian ve ark. (199), 0.5 mm ve 1.2 mm kalınlığında monolitik zirkonyum (Ceramill Zolid FX; Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) örneklerle hızlı sinterleme ve geleneksel sinterleme işlemlerini uygulamışlardır. 1.2 mm kalınlığındaki örnekler 0.5 mm kalınlığındaki örneklerden daha yüksek bükülme dayanımı göstermiştir. Sinmazisik ve ark. (200), 0.3, 0.4 ve 0.5 mm kalınlığında hazırlanan zirkonyum (Hint-Els Zirkon TPZ-HIP; Hint-Els GmbH, Griesheim, Almanya) örnekleri 1.5 mm kalınlığında porselen (VITA VM9; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile kaplamışlardır. Zirkonyum alt yapı kalınlığının bükülme dayanımı değerlerine etkisini incelemişlerdir. 0.5 mm kalınlığındaki örneklerin 0.3 ve 0.4 mm kalınlığındaki örneklerle göre anlamlı derecede yüksek bükülme dayanımı değerine sahip olduğu bulunmuştur. Juntavee ve ark. (201), farklı kalınlıklarda (0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8 ve 2.0 mm) disk şeklinde hazırlanan yüksek trasludent yarı stabilize monolitik zirkonyumun (BruxZir® Anterior; Glidewell Dental Laboratory, Kaliforniya, Amerika) iki eksenli bükülme dayanımını değerlendirmiştir. 1 mm kalınlığındaki örnek gruplarının bükülme dayanımı değerleri 2 mm kalınlığındaki örnek gruplarından düşük bulunmuştur. Bükülme dayanımı değerlerinin kalınlık artışıyla paralel bir şekilde artmadığı gözlemlenmiştir. En yüksek

bükülme dayanımı değeri 0.4 mm kalınlığındaki örneklerde elde edilirken, en düşük bükülme dayanımı değeri 0.8 mm kalınlığındaki grupta tespit edilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre, materyal kalınlığı farklılıklarının dayanım üzerinde olumsuz bir etki yaratmayacağı ve bu nedenle güvenle kullanılabilceğı sonucuna ulaşılmıştır. Bu çalışmada örnek kalınlığı artınca bükülme dayanım değelerinin artmış olduğı gözlenmiştir ve Ozer ve ark. (79), Karbasian ve ark. (199) ile Sinmazisik ve ark.'nın (200) çalışmalarına benzerdir. Juntavee ve ark. (201), 2 mm kalınlığındaki zirkonyum örneklerinin, 1 mm kalınlıktaki örneklere kıyasla daha yüksek bükülme dayanımı sergilediğini tespit etmiş ve bu çalışmayla benzer bulunmuştur.

Sundh ve ark. (202), 0.4 ve 1.3 mm kalınlığında 2 farklı yöntemle üretilmiş zirkonyum (ZirPlus, Denzir; Cad.esthetics AB, Skelleftea°, İsveç) örneklerine kumlama, ısıt işlem ve otoklavda yaşlandırma işlemleri uygulamıştır. 0.4 mm kalınlıktaki numunelerin, 1.3 mm kalınlıktaki numunelere kıyasla daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiği tespit edilmiştir. Bu farkın, numuneler arasındaki hacim farklılıklarından kaynaklanabileceğı düşünülmüştür. Numune hacmi arttıkça, seramik malzeme içerisindeki dayanımı sınırlayan kusurlara rastlama olasılığının artacağı sonucuna varılmıştır. Lin ve ark. (203) 0.8 mm ve 1.5 mm kalınlığında hazırlanmış 5 farklı tip seramik örneğın (IPS Empress Esthetic, IPS Em-press CAD, IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max Zir-CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) bükülme dayanım değelerini incelemiş, 0.8 mm kalınlığındaki örneklerin bükülme dayanım değeleri bir grup haricinde daha yüksek bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Bu çalışma Sundh ve ark. (202) ile Lin ve ark.'nın (203) çalışmalarının sonuçlarından farklıdır. Bu farkın temel sebebinin materyallerin ve kalınlıkların farklı olmasından kaynaklanabileceğı düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Örneklerin yüzeyleri, standardizasyon sağlanması amacıyla düz şekilde ve iki farklı kalınlıkta hazırlanmıştır. Ancak, restorasyonlar dışın anatomik yapısına göre farklı kalınlıklara sahip olabileceğinden, bu durum çalışmanın sınırlayıcı faktörlerinden biridir. Polisaj işlemi 3 aşamalı bir set ile gerçekleştirilmiştir; ilerideki çalışmalarda farklı setler kullanılabilir.

Aşındırma ve polisaj tek bir operatör tarafından yapılmış olup, bu işlemler standart bir basınçla uygulanabilecek cihazlarla desteklenebilir. Ayrıca, glaze tabakasının homojen kalınlıkta uygulanması zorluk yaratmıştır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, farklı kalınlıklarda üretilen monolitik zirkonyum materyallerine termal siklus ve farklı yüzey işlemleri uygulanarak, bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğü ve iki eksenli bükülme dayanımı üzerindeki etkileri incelendi. Çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen bulgular doğrultusunda aşağıda listelenen sonuçlara ulaşıldı.

1. Tüm örnek grupları içerisinde en yüksek yüzey pürüzlülük değeri termal siklus uygulanmış 1 mm kalınlığındaki K grubunda, en düşük yüzey pürüzlülük değeri ise termal siklus uygulanmamış 2 mm kalınlığındaki APG grubunda bulundu.
2. Tüm örnek grupları arasında en yüksek bükülme dayanım değeri termal siklus uygulanmamış 2 mm kalınlığındaki APG grubunda, en düşük bükülme dayanım değeri termal siklus uygulanmış 1 mm kalınlığındaki K grubunda bulundu.
3. AP grubu en yüksek, APG grubu ise en düşük yüzey pürüzlülüğü değerine sahip gruplar olarak bulundu.
4. APG grubu en yüksek, K grubu en düşük bükülme dayanımı değerine sahip gruplar olarak bulundu.
5. Termal siklus uygulaması yüzey pürüzlülük değerinde artışa sebep olurken bükülme dayanımını düşürdü.
6. 2 mm kalınlığındaki örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri 1 mm kalınlığındaki örneklerden daha düşük bulundu.
7. 2 mm kalınlığındaki örneklerin bükülme dayanımı değerleri 1 mm kalınlığındaki örneklerden yüksek bulundu.
8. Glaze uygulaması, polisaj uygulamasına kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülük değeri ve daha yüksek bükülme dayanımı sağladı.
9. APG grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü ve en yüksek bükülme dayanımına sahip grup olarak bulundu.

KAYNAKLAR

1. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):593–599.
2. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(4): 224–231.
3. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J*. 2020;32(8): 365–372.
4. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*. 2013;29(12): 1201–1208.
5. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2): 76–83.
6. İşeri U, Özkurt Z, Yalınz A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012;107(5): 309–315.
7. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63: 417–442.
8. Maciel LC, Silva CFB, de Jesus RH, Kano SC, Xible AA. Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(4):215–222.
9. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont*. 2008;17(1):20–24.
10. Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4): 632–642.

11. Tuncdemir AR, Dilber E, Kara HB, Ozturk AN. The effects of porcelain polishing techniques on the color and surface texture of different porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):143–149.
12. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4): 236–261.
13. Güngör MB, Yılmaz H, Aydın C, Nemli SK, Bal BT, Tıraş T. Biaxial flexural strength and phase transformation of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP core materials after thermocycling and mechanical loading. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(3): 224–232.
14. Yuan JCC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2018;119(6): 1000–1006.
15. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1): 1–25.
16. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004;20(7): 655–662.
17. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999;15(6): 426–433.
18. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials.* 1998;19(16): 1489–1494
19. Vagkopoulou T, Koidis P, Strub JR, Koutayas SO. Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4: 130–151.
20. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8): 641–652.

21. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2007;23(5): 471–485.
22. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends Background concepts in ceramics science and fracture. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4): 395–402.
23. Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthodont Res.* 2020;64(1): 52–60.
24. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006;27(4): 535–543.
25. McLaren EA, Giordano RA II. Zirconia-based ceramics: Material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28: 99–111.
26. Meyenberg KH, Lüthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 1995;7(2): 73–80.
27. Tinschert J. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231–238.
28. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195–206.
29. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010;26(8): 807–820.
30. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials.* 2010;3(2): 863–896.
31. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6): 557–562.

32. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2010;44(3): 197–204.
33. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? Sintering Key Papers. 1990;253–257.
34. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia-based ceramics, some clinical and biological aspects: A review. *Future Dent J*. 2016;2(2): 55–64.
35. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3): 299–307.
36. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2): 76–83.
37. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):339–346.
38. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater*. 2002;50(6):5171–5178.
39. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Poher R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosth Dent*. 2010;104(3):168–175.
40. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater*. 2015;31(12): 1487–1492.
41. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*. 1992;27: 4429–4438.

42. Kim BK, Eun-Kyung Bae H, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(5): 395–403.
43. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramírez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Sci*. 2003;38(24): 5233–5240.
44. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Rühle M. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc*. 1982;65(12): 642–650.
45. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc*. 1996;79(9): 2331–2340.
46. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*. 2003;30(7): 758–764.
47. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2002;81(7): 487–491.
48. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Dent Res*. 1991;26(23):6706–6714.
49. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copings. *Dent Mater*. 2008;24(5): 611–617.
50. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA, Et Al F. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1377–1384.
51. Guo X. Hydrothermal degradation mechanism of tetragonal Zirconia. *J Mater Sci*. 2001;36: 3737–3744.

52. Ebeid K, Wille S, Salah T, Wahsh M, Zohdy M, Kern M. Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2): 210–217.
53. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and two polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017;118(5): 658–665.
54. Yener ES, Özcan M, Kazazoglu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontol Latinoam.* 2011;24(2): 133–140.
55. Williamson RT, Khamooshi KR. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont.* 1996;9(1): 30–37.
56. Tholt B, Miranda WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* 2006;31(4): 442–449.
57. Josset Y, Oum'hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* 1999;47(4): 481–493.
58. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc.* 2009;92(9):1901–1920.
59. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2): 531–544.
60. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9): 505–511.

61. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005;21(5): 476–482.
62. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*. 2002;46(2): 405–426..
63. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1): 49–60.
64. Dhandapani NV, Thangarasu VS, Sureshkannan G. Investigation on effect of material hardness in high-speed CNC end milling process. *Sci World J*. 2015;2015 ID 956132.
65. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12): 866–876.
66. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*. 1985;68(6): 356–359.
67. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9): 1289–1296.
68. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26(7): 507–513.
69. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60(2): 72–84.
70. Palin WM, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005;32(10): 566–572.
71. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9): 1301–1303.
72. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc*. 2010;38(5): 323–330.

73. Candido M, Miotto LN, Fais LMG, Cesar PF, Pinelli LAP. Mechanical and surface properties of monolithic zirconia. *Oper Dent*. 2018;43(3) –e128.
74. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings: A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(1): 121–128.
75. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*. 2006;22(9): 857–863.
76. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. *J Prosthodont*. 2008;17(1): 9–13.
77. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2): 333–352.
78. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4): 770–777.
79. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(6): 987–993.
80. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: Up to 68 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015;35(3): 315–323.
81. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic Zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: Case series. *Int J Dent*. 2015;2015: ID 392496.

82. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*. 2014;42(6):684–690.
83. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface-treated Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4): 394–404.
84. Hmaidouch R, Müller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int J Oral Sci*. 2014;6(4): 241–246.
85. Dutra DAM, Pereira GKR, Kantorski KZ, Exterkate RAM, Kleverlaan CJ, Valandro LF, et al. Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: Effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Oper Dent*. 2017;42(6): 669–678.
86. Huh YH, Yang EC, Park CJ, Cho LR. In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018 ;119(6):994–999.
87. Lundberg K, Wu L, Papia E. The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017(1):8–20.
88. Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2004;29(1):100–104.
89. Sasahara RMC, Ribeiro FC, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*. 2006;31(5): 577–583.
90. Pfefferle R, Lümke N, Wiedenmann F, Stawarczyk B. Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clin Oral Investig*. 2020;24(1): 395–403.

91. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4): 613–627.
92. Schmidlin PR, Gohring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent.* 2004;29(1): 80–86.
93. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent.* 2002;27(2):175–83.
94. MacAulay L. Contemporary esthetic dentistry. London: Nature Publishing Group UK; 2012.
95. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co, Inc; 2002.
96. Nsiah JK. Ceramics effect of different glaze-base systems on generation of colour. *Quart Sci Vis.* 2003;9(1–2):3–4.
97. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2006;53(2):254–259.
98. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* 2005;21(5): 454–463.
99. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, Ankara . 2003.
100. Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1): 74–77.
101. Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 3rd ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co, Inc; 2018.

102. Bulut AC, Atsü SS. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülatörleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26(1): 108–116.
103. Montagner AF, Opdam NJM, De Munck J, Cenci MS, Van Meerbeek B, Huysmans MCDNJ. Bonding efficacy and fracture pattern of adhesives submitted to mechanical aging with the Rub&Roll device. J Adhes Dent. 2017;19(1): 59–68.
104. Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG. A two-body frictional wear test. J Dent Res. 1994;73(9): 1546–1553.
105. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. Dent Mater. 2009;25(4):494–499.
106. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. J Oral Rehabil. 2002;29(6):546–552.
107. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res. 2000;79(6):1385–1391.
108. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27(2):89–99.
109. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. Int J Prosthodont. 2000;13(1): 29–33.
110. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. Annu Rev Mater Res. 2007;37(1):1–32.
111. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. Dent Mater. 2006;22(11): 1029–1034.
112. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2005;33(1): 9–18.

113. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J Mater Process Technol.* 2002;123(1):133–145.
114. Amin RA, Saba DA, Abdellatif MA. Effect of thermo-mechanical aging on the surface roughness and micro-hardness of four CAD/CAM materials. *Egypt Dent J.* 2019;65(2): 1451–1461.
115. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* 2006;31(4): 442–449.
116. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006;31(1): 39–46.
117. Alhabdan AA, El-Hejazi AA. Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *J Dent Health Oral Disord Ther.* 2015;2(3): 1–11.
118. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6): 421–427.
119. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J.* 2010;29(5): 536–541.
120. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18: 155–163.
121. Aliofkhazraei M, Ali N. AFM applications in micro/nanostructured coatings. 1st ed. Cham: Springer; 2014.
122. Silikas N, Watts DC, England KER, Jandt KD. Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *J Dent.* 1999;27(2):137–144.

123. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006;31(4):442–449.
124. Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: Saunders; 2003. p. 655–719.
125. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 8th ed. St. Louis: Mosby; 1980. p. 123–135.
126. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW V. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontol Scand*. 2003;61(2): 87–92.
127. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):140–144.
128. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*. 1990;69(12):1791–1799.
129. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):374–380.
130. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1999;12(1):63–66.
131. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BMH. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*. 2007;20(6): 603–608.
132. Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu İ. Three point bending strength of in-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 2007;31(2):71–78.

133. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram alumina and spinel ceramic. *Int J Prosthodont*. 1997;10(5): 515–521.
134. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics—Part I. *J Dent*. 1997;25(5): 399–407.
135. Fett T, Rizzi G. 3-balls-on-3-balls test for ceramic disks: A finite element study. *Forschungszentrum Karlsruhe*; 2004.
136. Huang CW, Hsueh CH. Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011;27(6):e124.
137. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep 1;116(3): 440–449.
138. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(2): 17–24.
139. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2): 89–99.
140. ISO 6872:2015 Dentistry - Ceramic Materials, International Organization for Standardization (2015), Switzerland.
141. Sandhu R, Kheur M, Kheur S. Effect of simulated chairside grinding procedures using commercially available abrasive agents on the surface properties of zirconia. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017;17(1): 22–28.
142. Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Borges ALS, e Souza RO de A, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater*. 2018;34(9): 1342–1350.
143. Borba M, De Araújo MD, De Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater*. 2011;27(12):1259–1266.

144. Pereira GK da R, Silvestri T, Camargo R, Rippe MP, Amaral M, Kleverlaan CJ, et al. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Mater Sci Eng C*. 2016;63: 70–77.
145. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2): 140–147.
146. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1): 36–46.
147. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int (Berl)*. 2017;48(5): 399–410.
148. Koenig V, Wulfman C, Bekaert S, Dupont N, Le Goff S, Eldafrawy M, et al. Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic posterior restorations: Two-year results of a prospective study with Ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism. *J Dent*. 2019;91:103229.
149. Bruhnke M, Awwad Y, Müller WD, Beuer F, Schmidt F. Mechanical properties of new generations of monolithic, multi-layered zirconia. *Materials*. 2022;16(1): 276.
150. Arellano Moncayo AM, Peñate L, Arregui M, Giner-Tarrida L, Cedeño R. State of the art of different zirconia materials and their indications according to evidence-based clinical performance: A narrative review. *Dent J (Basel)*. 2023;11(1): 18.
151. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater*. 2013;29(1): 85–96.
152. Mclean JW. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Restor Dent*. 1995;7(4): 141–149.

153. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):430–437.
154. Jum'ah AA, Brunton PA, Li KC, Waddell JN. Simulated clinical adjustment and intra-oral polishing of two translucent, monolithic zirconia dental ceramics: An in vitro investigation of surface roughness. *J Dent*. 2020;101: 103447.
155. Dapieve KS, Silvestri T, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Mechanical performance of Y-TZP monolithic ceramic after grinding and aging: Survival estimates and fatigue strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;87: 288–295.
156. Güngör MB, Yılmaz H, Nemli SK, Bal BT, Aydın C. Effect of surface treatments on the biaxial flexural strength, phase transformation, and surface roughness of bilayered porcelain/zirconia dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6): 585–595.
157. Ohkuma K, Kazama M, Ogura H. The grinding efficiency by diamond points developed for yttria partially stabilized zirconia. *Dent Mater J*. 2011;30(4): 511–516.
158. Tzanakakis EGC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1): 9–19.
159. Al-Haj Husain N, Özcan M. A study on topographical properties and surface wettability of monolithic zirconia after use of diverse polishing instruments with different surface coatings. *J Prosthodont*. 2018;27(5): 429–442.
160. Fontolliet A, Husain NAH, Özcan M. Wear analysis and topographical properties of monolithic zirconia and CoCr against human enamel after polishing and glazing procedures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;105: 103712.
161. Go H, Park H, Lee J, Seo H, Lee S. Effect of various polishing burs on surface roughness and bacterial adhesion in pediatric zirconia crowns. *Dent Mater J*. 2019;38(2): 311–316.

162. Tang ZY, Zhao XY, Hara AT. Surface characterization of monolithic zirconia following treatment with different polishing techniques. In: Materials Science Forum. Trans Tech Publ; 2020. p. 176–186.
163. İşeri U, Özkurt Z, Yalınz A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. J Prosthet Dent. 2012;107(5):309–315.
164. Jin M, Zhao J, Zheng Y. Effects of grinding and polishing on surface characteristics of monolithic zirconia fabricated by different manufacturing processes: Wet deposition and Dry milling. J Prosthodont. 2022;31(8): 714–721.
165. Mai HN, Hong SH, Kim SH, Lee DH. Effects of different finishing/polishing protocols and systems for monolithic zirconia on surface topography, phase transformation, and biofilm formation. J Adv Prosthodont. 2019;11(2): 81–87.
166. Happe A, Röling N, Schäfer A, Rothamel D. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: a controlled morphologic SEM and profilometric pilot study. J Prosthet Dent. 2015;113(5):440–447.
167. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of different polishing systems and speeds for dental zirconia. J Prosthodont. 2017;26(5):410–418.
168. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. The effectiveness of polishing kits: Influence on surface roughness of zirconia. Int J Prosthodont. 2015;28(2): 164–169.
169. Caglar I, Ates SM, Duymus ZY. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. J Adv Prosthodont. 2018;10(2): 132–137.
170. Kurt M, Bal BT. Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. J Prosthet Dent. 2019;121(4): 712.e1–712.e7.

171. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6): 616–622.
172. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2017;117(6):767–774.
173. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent.* 2014;8(04):571–579.
174. Dogdu C, Ceylan G. Effects of sintering temperature and finishing procedure on surface roughness of different yttria content zirconia. *J Clin Diagn Res.* 2022;16(1)–ZC45.
175. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Oper Dent.* 2018;43(1): 90–100.
176. Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2020;124(1): 100–109.
177. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6): 773–779.
178. Al Hamad KQ, Abu Al-Addous AM, Al-Wahadni AM, Baba NZ, Goodacre BJ. Surface roughness of monolithic and layered zirconia restorations at different stages of finishing and polishing: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2019;28(7): 818–825.
179. Eltanahy M, Wahsh M, Mohamed F. The Effect of Surface Grinding and Finishing on the Surface Roughness And Flexural Strength of Cubic Zirconia. *Egypt Dent J.* 2023;69(1): 497–504.

180. Dogdu C, Ceylan G. Effects of Sintering Temperature and Finishing Procedure on Surface Roughness of Different Yttria Content Zirconia. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2022;16(1): ZC13–17.
181. Zucuni CP, Guilardi LF, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75: 512–520.
182. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *J Prosthet Dent*. 2020;123(2):330–337.
183. Zucuni CP, Pereira GKR, Valandro LF. Grinding, polishing and glazing of the occlusal surface do not affect the load-bearing capacity under fatigue and survival rates of bonded monolithic fully-stabilized zirconia simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103528.
184. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29: 295–308.
185. Döğüşcü E, Karacaer Ö, Güngör MB. Farklı Çok Katmanlı Monolitik Zirkonya Seramiklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2023;12(2): 197–203.
186. Vasiliu RD, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L. Effect of thermocycling, surface treatments and microstructure on the optical properties and roughness of CAD-CAM and heat-pressed glass ceramics. *Materials*. 2020;13(2): 381.
187. De Souza RH, Kaizer MR, Borges CEP, Fernandes ABF, Correr GM, Diógenes AN, et al. Flexural strength and crystalline stability of a monolithic translucent zirconia subjected to grinding, polishing, and thermal challenges. *Ceram Int*. 2020;46(16): 26168–26175.

188. Bartolo D, Cassar G, Husain NAH, Özcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent*. 2017;117(4): 545–551.
189. Ozturk I, Caglar I, Duymus ZY. The effect of adjustment and finishing procedure on roughness, strength, and phase transformation of monolithic zirconia. *Clin Oral Investig*. 2022;26(7): 4761–4768.
190. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*. 1990;69(12): 1791–1799.
191. Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Ozturk AN, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(6): 462.
192. Özcan M, Melo RM, Souza ROA, Machado JPB, Valandro LF, Bottino MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20: 19–28.
193. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*. 2010;104(2): 98–104.
194. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*. 2010;29(6): 661–667.
195. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2017;117(2): 303–309.
196. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4): 626–631.

197. De Carvalho ABG, Gonçalves NI, Campos TMB, Zucuni C, Valandro LF, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G, et al. Fatigue strength of 5Y-FSZ: glazing and polishing effects. *Clin Oral Investig*. 2022;26(6): 4479–4486.
198. Barreto LAL, Grangeiro MTV, Prado PHCO, Bottino MA, Dal Piva AM de O, Ramos N de C, et al. Effect of Finishing Protocols on the Surface Roughness and Fatigue Strength of a High-Translucent Zirconia. *Int J Dent*. 2023;2023(1):8882878.
199. Karbasian N, Fathi A, Givehchian P, Nosouhian S, Jamshidian M, Almassi F, et al. Comparative assessment of flexural strength of monolithic zirconia with different thicknesses and two sintering techniques. *Clin Exp Dent Res*. 2024;10(3) –e461.
200. Sinmazisik G, Tarcin B, Demirbas B, Gulmez T, Bor E, Ozer F. The effect of zirconia thickness on the biaxial flexural strength of zirconiaceramic bilayered discs. *Dent Mater J*. 2015;34(5): 640–647.
201. Juntavee N, Juntavee A, Phetpanompond S. Biaxial flexural strength of high-translucence monolithic ceramics upon various thicknesses. *Sci World J*. 2021;2021(1): 4323914.
202. Sundh A, Kou W, Sjögren G. Effects of pretreatment, specimen thickness, and artificial aging on biaxial flexural strength of two types of Y-TZP ceramics. *Oper Dent*. 2019;44(6): 615–624.
203. Lin W, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. 2012;21(5): 353–362.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Tuğba	Uyruğu	T.C.
Soyadı	ERASLAN AKAR	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	T.E.D Kayseri Koleji	2014
Lisans	Hacettepe Üniversitesi	2019
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Ortoperio Diş Kliniği	2020-2020
Arş. Gör	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2021-2024

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	Tıp-Dil	52

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: