

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERDE FARKLI BİTİRME
İŞLEMLERİNİN FIRÇALAMA ABRAZYONUNA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

ÖMER BAYAR

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERDE FARKLI BİTİRME
İŞLEMLERİNİN FIRÇALAMA ABRAZYONUNA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

ÖMER BAYAR

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. ÖZLEM ORMAN

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Ömer Bayar. tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 23/06/2023

Tez Adı: Monolitik Zirkonya Yüzeylerde Farklı Bitirme İşlemlerinin Fırçalama Abrazyonuna Dayanımının Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih:

Öğrencinin Adı, Soyadı: Ömer BAYAR.

Öğrencinin Numarası:21710496

Anabilim Dalı:Protetik Diş Tedavisi.

Programı:Doktora

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:Doç. Dr. Özlem ORMAN

Tez Başlığı:MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERDE FARKLI BİTİRME
İŞLEMLERİNİN FIRÇALAMA ABRAZYONUNA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ.

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 91. sayfalık kısmına ilişkin, 12 / 06 / 2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 20.'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

TEŞEKKÜR

Başkent Üniversitesinde Diş Hekimliği Fakültesi'nde öğrenime başladığım günden bugüne, birlikte çalışabilmekten gurur duyduğum, desteğini her zaman hissetmemizi sağlayan bölüm başkanım,

Öğrenciliğim, doktora eğitimin ve tez çalışması süresince, her zaman desteğini hissettiğim ve bilgileri ve tecrübeleriyle mesleğimde bana ışık tutan, saygıdeğer danışman hocam,
ve değerli katkıları nedeniyle, tez jürisindeki ve
anabilimdalımızdaki tüm hocalarıma teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Her zaman yanımda olan, tez çalışmam boyunca bana katkıda bulunan ve bugünlere gelmemeye vesile olan sevgili eşim, Dr. Öğr. Üyesi BAYRAM, A.

Tez çalışmamda emeği geçen, E. S. ÖLMEZ ve doktora hayatım boyunca ve sonrasında her zaman yanımda olan sevgili dostlarım D. K. BAKI

Hayatım boyunca en iyi şekilde yetişmemde büyük emekler harcayan, ilgisini ve şefkatini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli ailem,

ÖZET

Monolitik Zirkonya Yüzeylerde Farklı Cila Yöntemlerinin Fırçalama Abrazyonuna Dayanımının Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, glaze veya polisaj uygulanmış, farklı monolitik zirkonya (5Y-TZP) örneklerde, beş yıllık fırçalama simülasyonu sonrası meydana gelen yüzey pürüzlülüğü değişim miktarının değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Dört farklı marka monolitik zirkonya örnek grubu (E.max ZirCAD/MT, Katana/HT, Vita YZ/HT, Cercon/HT) 2×10×10 mm boyuta sahip olacak şekilde tasarlandı ve üretimi yapıp sinterlendi. Örnekler; polisaj (OptriFine Polisaj Seti) veya glaze olmak üzere iki farklı yüzey bitim işlemi uygulanacak şekilde 2 gruba ayrıldı. Yüzey pürüzlülüğü optik profilometre (Zygo Newview 7200) ve atomik güç mikroskobu (MPF-3D Origin AFM) ile ölçüldü. Daha sonra tüm test grupları, beş yıllık diş fırçalamasını simüle etmek için bir diş fırçalama makinesi ile 50.000 tur fırçalandı. Simüle edilen fırçalamadan sonra, tüm test gruplarının yüzey pürüzlülüğü tekrar optik profilometre ve AFM kullanılarak ölçüldü. İstatistiksel analizler Shapiro Wilk testi, Mann Whitney U testi, Kruskal Wallis testi ve Post Hoc Bonferroni testi kullanılarak yapıldı. Çalışmada anlamlılık değeri olarak $p \leq 0,05$ kullanıldı.

Bulgular: Glaze veya polisaj uygulanmış, tüm test gruplarındaki örnekler, fırçalama simülasyonundan önce ve sonra benzer yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) göstermiştir. Pv değerine bakıldığında ise, hem glaze hem de polisaj uygulanmış gruplar, fırçalama sonrası fırçalama öncesine kıyasla daha az pürüzlü bir yüzeye sahip olmuştur ($p \leq 0,05$). Ra değerlerine göre yüzey pürüzlülüğü değişmemiştir, bu da ortalama pürüzlülük değerinin değişmediğini, sadece en yüksek tepeler ve en derin vadiler arasındaki mesafenin (Pv) azaldığını göstermektedir. En düşük yüzey pürüzlülük değerleri polisaj uygulanmış Vita marka örnek gruplarından elde edilirken, en yüksek değerler glaze uygulanmış DDCube marka örnek gruplarından elde edilmiştir.

Sonuç: Polisaj uygulanmış örnekler, glaze uygulanmış örneklerle benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir. Bu nedenle çalışmada kullanılan polisaj setinin, önerilen talimatlar

dikkate alınarak uygulanması koşulu ile, monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemi kadar etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, test edilen tüm 5Y-TZP monolitik zirkonya örneklerde beş yıllık fırçalama simülasyonunun ortalama yüzey pürüzlülüğü üzerinde olumlu ya da olumsuz bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: 5Y-TZP, Monolitik zirkonya, Yüzey pürüzlülüğü

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır (Proje no: D-DA 20/04).

ABSTRACT

Evaluation of the Resistance to Brushing Abrasion of Different Polishing Methods on Monolithic Zirconia Surfaces

Purpose: The aim of this study is to evaluate the amount of surface roughness change after five years of brushing simulation in different monolithic zirconia (5Y-TZP) specimens with glaze or polishing.

Materials and Methods: Four different brand monolithic zirconia sample groups (E.max ZirCAD/MT, Katana/HT, Vita YZ/HT, Cercon/HT) were designed to have 2×10×10 mm dimensions, were produced and sintered. Half of the samples were polished (OptraFine Polishing Set) and glaze was applied to the rest of the samples. Surface roughness was measured with an optical profilometer (Zygo Newview 7200) and atomic power microscope (MPF-3D Origin AFM). All test groups were then brushed 50,000 cycles with a toothbrush to simulate five years of brushing. After simulated brushing, the surface roughness of all test groups was again measured using an optical profilometer and AFM. Statistical analyzes were performed using the Shapiro Wilk test, Mann Whitney U test, Kruskal Wallis test and Post Hoc Bonferroni test. $P \leq 0.05$ was used as the significance value in the study.

Results: Glazed or polished specimens in all test groups showed similar surface roughness values (Ra) before and after brushing simulation. Considering the Pv value, both glaze and polished groups had a less rough surface after brushing than before brushing ($p \leq 0.05$). The surface roughness did not change according to the Ra values, indicating that the average roughness value did not change, only the distance (Pv) between the highest peaks and the deepest valleys decreased. The lowest surface roughness values were obtained from the polished Vita brand sample groups, while the highest values were obtained from the glazed DDcube brand sample groups.

Conclusion: Polished samples showed similar roughness values with glazed samples. For this reason, it was concluded that the polishing set used in the study was as effective as glazing on a monolithic zirconia surface, provided that it was applied taking into account the recommended instructions. However, it was concluded that the five-year brushing simulation did not have a positive or negative effect on the mean surface roughness in all tested 5Y-TZP monolithic zirconia specimens.

Key Words: 5Y-TZP, Monolithic zirconia, Surface roughness

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA 20/04).

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xii
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.Zirkonyumun Tarihçesi	4
2.2.Zirkonyanın Mikro Yapısı.....	4
2.3.Dış Hekimliği Alanında Kullanılan Zirkonya Türleri	6
2.3.1.Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina.....	6
2.3.2.Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali	7
2.3.3.İttriyum-Tetragonal zirkonya polikristalleri	7
2.4. Zirkonya Restorasyonların Üretim Aşamaları.....	8
2.4.1.MAD/MAM sistemleri.....	8
2.4.2. CAD/CAM sistemleri	8
2.5. Zirkonya Sinterleme.....	10
2.5.1. Yeşil zirkonya.....	10
2.5.2. Yarı sinterlenmiş zirkonya	10
2.5.3. Tam sinterlenmiş zirkonya	11
2.6. Monolitik Zirkonya.	11

2.6.1. Monolitik zirkonyanın endikasyonları, avantajları ve dezavantajları.....	13
2.7. Monolitik Zirkonyalarda Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj.....	15
2.7.1. Bitirme ve polisaj işlemlerine etki eden faktörler.....	15
2.7.2. Bitirme ve polisaj işlemleri	15
2.7.3. Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan materyaller	16
2.8. Monolitik Zirkonyada Glaze	16
2.8.1.Toz/likit glaze sistemi	17
2.8.2.Glaze spreyleri	17
2.8.3.Glaze pastaları	17
2.9.Yüzey Pürüzlülüğü	18
2.10.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri.....	20
2.10.1.Profilometre	20
2.10.2.Atomik kuvvet mikroskobu	22
2.11. Fırçalama Simülatörü	23
2.12.Çalışmanın Amacı ve Kurulan Hipotezler	23
3.GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1.Zirkonya Örneklerinin Tasarlanması ve Üretilmesi.....	24
3.2.Test Gruplarının Hazırlanması.....	26
3.3.Örneklerin Sinterlenmesi.....	27
3.4.Örneklerin bitim ve parlatma işlemlerinin yapılması.....	28
3.5.Fırçalama İşlemleri.....	30
3.6.Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi.....	32
3.7.Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün AFM ile Ölçülmesi	33
3.8.İstatistiksel Analiz	33
4.BULGULAR	34

5.TARTIŞMA.....	52
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR.....	62



TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Monolitik Zirkonya Bloklar ve Üretici Firmaları	13
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP blokların üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri.....	25
Tablo 3.2. Yüzey işlemleri, test grupları ve grup kodları	28
Tablo 4.1. Tüm Örneklerin Alt Sınır, Üst Sınır ve Ortalama Ra Değerleri (μm).....	34
Tablo 4.2. DDCube örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması.....	35
Tablo 4.3. Katana örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması.....	36
Tablo 4.4. Vita örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması.....	37
Tablo 4.5. ZirCAD örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması.....	38
Tablo 4.6. Glaze uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma öncesi karşılaştırılması	39
Tablo 4.7. Glaze uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalama sonrası karşılaştırılması	40
Tablo 4.8. Polisaj uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma öncesi karşılaştırılması	41
Tablo 4.9. Polisaj uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma sonrası karşılaştırılması.....	42

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Stabil olmayan saf zirkonyumun faz geçişleri.....	5
Şekil 2.2. Aritmetik ortalama yükseklik (Pürüzlülük profili için).....	21
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP bloklar	25
Şekil 3.2. Redon Hybrid Milleme Makinesi	26
Şekil 3.3. Vita Zircomat sinterleme fırını.....	27
Şekil 3.4. Sinterlemeden önce ve sonra örneklerin görünüşleri	27
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan glaze materyali (IPS Ivocolor).....	39
Şekil 3.6. Optrafine Ivoclar Vivadent AG polisaj kiti başlığı.....	30
Şekil 3.7. Fırçalama Simulatörü	31
Şekil 3.8. Fırçalama simülasyonunda hazırlanan macun-distile su karışımı.....	31
Şekil 3.9. Profilometre cihazı.....	32
Şekil 3.10. Atomik Güç Mikroskobu.....	32
Şekil 4.1. Glaze uygulanmış örneklerin fırçalama öncesi ve sonrası Ra grafiği.....	40
Şekil 4.2. Polisaj uygulanmış örneklerin fırçalama öncesi ve sonrası Ra değerleri grafiği.....	42
Şekil 4.3. DG grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	43
Şekil 4.4. DGF grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	43
Şekil 4.5. DP grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	44
Şekil 4.6. DPF grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	44
Şekil 4.7. KG grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	45
Şekil 4.8. KGF grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	45
Şekil 4.9. KP grubu örneğin AFM Görüntüsü.....	46
Şekil 4.10. KPF grubu örneğin AFM Görüntüsü Stabil olmayan saf zirkonyumun faz geçişleri.....	46

Şekil 4.11. VG grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	47
Şekil 4.12. VGF grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	47
Şekil 4.13. VP grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	48
Şekil 4.14. VPF grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	48
Şekil 4.15. ZG grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	49
Şekil 4.16. ZGF grubu örneğın AFM Görüntüsüeri.....	49
Şekil 4.17. ZP grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	50
Şekil 4.18. ZPF grubu örneğın AFM Görüntüsü.....	50



SİMGELER VE KISATMALAR

A°	angström
AFM	atomic force microscopy (atomik kuvvet mikroskobu)
° C	santigrat derece
CAD–CAM	computer aided design / computer aided manufacturing
CaO	kalsiyum oksit
CeO ₂	seryum oksit
CSD	computer surface digitization
°F	fahrenheit
HIP	hot isostatic pressing
Hz	hertz
MAD/MAM	manuel destekli tasarım/manuel destekli üretim
MgO	magnezyum oksit
Mg-PSZ	magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
μ	mikron
μm	mikro metre
mm	mili metre
MPa	mega paskal
mL	mililitre
N	mewton
nm	nanometre
NON-HIP	non-hot isositatic pressing
ppm	parts per million
PSZ	parsiyal stabilize zirkonya

Pv	peak to valley dept
Ra	roughness average
RMS	root mean square of peaks and valleys
Rpm	average maximum peak height
Rz	maximum height of the profile
UNAM	ulusal nanoteknoloji araştırma merkezi
SEM	scanning electron microscope
TSZ	tam stabilize zirkonya
XRD	x-ray difraksiyon yöntemi
Y-TZP	yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	zirkonyum
ZrSiO ₄	zirkonyum silikat
ZrO ₂	zirkonyum oksit

1. GİRİŞ

Günümüzde yüksek estetik beklentileri karşılamak amacıyla sabit protetik restorasyonlarda, metal altyapılı restorasyonlara alternatif olarak seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (1). Ancak tam seramik restorasyonların metal altyapılı olanlara göre düşük kırılma direnci ve düşük gerilim dayanımı, pratik olarak kullanımını kısıtlı hale getirmiştir (2).

Son yıllarda ise, yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir materyal haline gelmiştir; diğer tam seramik materyallere göre yüksek mekanik dayanıma sahip olması ve monolitik olarak üretilmesi gibi avantajları mevcuttur. Y-TZP; Bilgisayar destekli tasarım – Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleriyle üretilmektedir ve sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali olarak veya monolitik zirkonya şeklinde kullanılmaktadır (3).

Sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak zirkonya kullanıldığında, üst yapı materyali olarak porselenler tercih edilmektedir. Bu durumda en sık rastlanan komplikasyon; chipping yani atma şeklinde olan porselenin kohezyon ile bağlandığı porselenden ayrıldığı ya da adezyon ile bağlandığı zirkonyadan ayrıldığı kırıklardır. Bu komplikasyonu ortadan kaldırmak amacıyla ve materyal dayanıklılığını arttırmak için opasitesi azaltılmış monolitik zirkonya blokları geliştirilmiştir (4). Monolitik restorasyonlarda porselen tabakası bulunmadığından porselen ve altyapı materyali ara yüzeyinde meydana gelebilecek başarısızlıkları önlemek mümkün hale gelmiştir ve zirkonyaun kalın olarak kullanılabilmesi sayesinde materyal dayanıklılığı artırılması amaçlanmıştır (5).

Monolitik zirkonya, lityum disilikat, feldspatik seramik ve kompozit rezinler, estetik bölgede, tercih edilebilecek restorasyonlardır. CAD/CAM sistemlerin, teknik hassasiyetinin yüksek olması ve hasta başında geçirilen zamanın kısalması gibi avantajları mevcuttur. Buna bağlı olarak zirkonya restorasyonların, protetik diş hekimliğinde daha fazla ilgi görmesi ve daha sık kullanılması sonucu ortaya çıkmıştır. Ancak bu sistemlerin üretim hassasiyeti, monolitik zirkonya restorasyonların ağız içinde okluzal yüzeylerin

uyumlama ihtiyacını tamamen ortadan kaldırmamaktadır. Okluzal uyumlamalar sonrasında, restorasyon yüzeylerinin uygun tekniklerle parlatılması gerekmektedir (6). Yüzey bitirme ve parlatma işlemlerinin etkin bir biçimde uygulanması, restorasyonun okluzal aşındırılması sonucu oluşan pürüzlülük ve defektlerin ortadan kaldırılması, restorasyon ömrünün uzatılması, karşıt dişlerde aşınmanın azalması ve başarı yüzdesinin artmasıyla sonuçlanmaktadır (7,8).

Glaze ve polisaj sistemlerinin yüzey özelliklerine etkisinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada polisaj tekniklerinin feldspatik porselende glaze kadar etkili olduğuna yönelik sonuçlar alınmıştır (9–11). Ancak monolitik zirkonya restorasyonlarda polisaj tekniklerinin glaze için bir alternatif olarak kullanılması konusunda farklı görüşler mevcuttur. Khayat ve ark. (12), monolitik zirkonya restorasyonlarda polisaj ve glaze uygulamasının yüzey pürüzlülüğü açısından benzer sonuçlar bildirirken, İncesu ve ark. (13), polisaj uygulamasının daha başarılı olduğunu rapor etmiştir.

Ağız ortamındaki koşullar, simantasyon sonrası düzenli fırçalama, mekanik ve kimyasal aşındırıcı ajanlar, restorasyonun estetik, fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkilere sahiptir (4). In-vitro çalışmalarda özel tasarlanmış fırçalama makineleri aracılığıyla uzun dönem fırçalama siklusu simülasyonu uygulanır; böylece zamanla ağız bakımına bağlı restorasyonda meydana gelebilecek yüzey değişiklikleri öngörüleabilmekte ve değerlendirilebilmektedir. Ancak literatürde yüzey bitirme ve parlatma işlemlerinin fırçalama sonrasında monolitik zirkonya seramiklerinin yüzey özellikleri üzerine etkisini inceleyen çalışmaların kısıtlı olduğu görülmektedir (14–16).

Bu çalışmanın amacı, glaze veya polisaj uygulanmış, farklı monolitik zirkonya (5Y-TZP) örneklerde, beş yıllık fırçalama simülasyonu sonrası meydana gelen pürüzlülük miktarının değerlendirilmesi, monolitik zirkonya örneklerinde glaze ve polisajın fırçalama sonrası materyal pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın başlangıç hipotezi, fırçalama işlemi yapılan örneklerde ortalama pürüzlülük verisini gösteren Ra ve Pv değerlerinin her iki yüzey işlemi uygulamasında ve değerlendirilen farklı markalar arasında istatistiksel olarak benzer olacağı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyumun Tarihçesi

Zirkon, Farsça kökenli bir kelime olan “zargon” yani altın renginde manasında olan değerli bir taştır. Bu kelime, Farsça dilinde “Zar” yani altın ve “Gun” yani renk sözcüklerinin bir araya gelmesi ile meydana gelmiştir (17). Zirkonyum elementinin sembolü “Zr” dir ve periyodik cetvelde 5. periyot 4b grubunda olup oda şartlarında grimsi renkte bulunan katı bir kimyasal element olarak tanımlanmıştır (17,18). Zirkonyum elementinin atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.224 g/mol ve değerleri +2, +3 ya da +4 olarak belirtilmiştir. Ayrıca zirkonyum elementinin yoğunluğu 6.49 g/cm³, erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası da 4377 °C olarak bildirilmiştir (17).

Zirkonyum elementi doğada saf olarak bulunmamaktadır. Zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum oksit (ZrO₂) gibi çeşitli bileşikler şeklinde bulunmaktadır. Zirkonyum silikat “zirkon” ve zirkonyum oksit “baddeleyit” olarak da bilinmektedir (4,17,19). Martin Heinrich Klaproth ’un 1789 yılında keşfettiği saf zirkonyum elementi 1914 yılına kadar kullanılmamıştır. Daha sonra porselenlerde renklendirici materyal olarak kullanılmıştır (17). Biyolojik dokularda ilk kez femur eklem protezlerinde kullanımı gerçekleşmiş ve olumlu sonuçlar alınmıştır (16). Biyomateryal şeklinde kullanımı sağlanacak saf zirkonyum tozunun meydana getirilmesi için elementin, uzun vadeli ve karmaşık arıtma işlemlerinden geçmesi gerekmektedir (17). Biyomateryal şeklinde ZrO₂-MgO (zirkonyum oksit-magnezyum oksit), ZrO₂-CaO (zirkonyum oksit-kalsiyum oksit), ZrO₂-CeO₂ (zirkonyum oksit-seryum oksit) ve ZrO₂-Y₂O₃ (zirkonyum oksit-itriyum oksit) gibi karışımların denendiği, fakat yalnızca ZrO₂-Y₂O₃ seramiklerinin kullanımının uygun olduğu belirlenmiştir (20). Saf olan zirkonyum elementine oda şartlarında Y₂O₃ eklenerek “İtriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali” (Y-TZP) oluşmuştur (21).

Zirkonya, yüksek mekanik direnç ve sertlik özellikleri sayesinde 1990 yılından itibaren diş hekimliğinde ortodontik braketler, post-core sistemler, implantlar ve implant

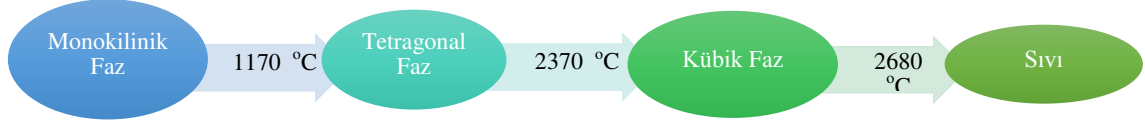
dayanakları gibi alanlarda (22), 2004 yılında da kron ve köprü yapımlarında kullanılmaya başlanmıştır (16).

Son yıllarda geliştirilen % 5 Y-TZP zirkonya monolitik olarak ön ve arka bölgede kullanılabilir, ancak altyapı malzemesi olarak kullanılan % 3 Y-TZP zirkonya opak beyazımsı renkte olması sebebiyle, daha translusent bir üst yapı seramiğiyle kaplanmaktadır. Üst yapı porseleninde oluşan çatlaklar ya da ayrılmalar, alt-üst yapılar arasındaki bağlantıların başarısız olması zirkonya restorasyonlarındaki başarı oranlarının düşmesine neden olmaktadır (3).

Karşılaşılan başarısızlık oranlarının minimuma indirilmesi ve daha dayanıklı restorasyonların fabrikasyonu amacıyla bilgisayar destekli tasarım – bilgisayar destekli üretim sistemleriyle üretimi yapılan, veneer porselenine gereksinimi olmayan, tek yapıdan oluşan monolitik zirkonya kullanılabilmektedir. “Mono” sözcüğü Yunanca “tek”; “litik” sözcüğü de “taş” anlamını taşımaktadır. Monolitik sözcüğü ise tek taş anlamına gelmektedir. Bu tür restorasyonlarda “monoblok” teriminin de kullanıldığı bilinmektedir (23). Monolitik zirkonyaun mekanik özelliklerinin gelişmiş olması nedeniyle klinik alanlarda uygulama alanının artış gösterdiği bildirilmektedir (24).

2.2. Zirkonyanın Mikro Yapısı

Zirkonyanın üç farklı mikro yapısı bulunmaktadır. Bu yapılar stabil olmayan saf zirkonyum, parsiyel stabilize zirkonya ve tam stabilize zirkonya olarak sıralanmaktadır. Stabil olmayan saf zirkonya, polimorf bir malzemedir oluşmaktadır. Bu haldeki zirkonyanın monoklinik faz, tetragonal faz ve kübik faz olmak üzere üç farklı faz halinde bulunduğu bildirilmektedir. Bu fazların geçiş dereceleri Şekil 2.1.’ de verilmiştir.



Şekil 2.1. Stabil olmayan saf zirkonya faz geçişleri

Sinterleme işleminin ardından so utulanan zirkonya oksitte 1000  C ile 1070  C arasında tetragonal-monoklinik transformasyon meydana gelmektedir. Kontrolsüz olarak oluşan faz de i imiyle beraber büyük i  strese ve çatlak oluşumuna sebep olan % 3-5'lik boyutsal artış görülmektedir. Gerçekleşen olay, saf zirkonyanın 25  C gelene kadar soğutulması sırasında ufak parçalar halinde ayrılmasına neden olması nedeniyle istenilmeyen bir durum olarak bildirilmektedir (25).

Faz geçiş aşamalarında meydana gelen stresler çatlakların oluşmasına sebep olduğu için saf zirkonyum elementinin oda sıcaklığındaki faz dönüşümlerinin engellenmesi için stabilizasyon oksitleri olan CaO, MgO ve Y₂O₃ eklenmesi yapılmaktadır. Stabilizat rlerin eklenmesiyle zirkonyanın tetragonal faz geçişinin 1000  C 'nin üstüne çıktığı ve oda sıcaklığında so utuldu u zaman kübik ile tetragonal fazın karışımı olan Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ) haline d n  t   bildirilmektedir. Parsiyel stabilize zirkonya, oda sıcaklığında yoğun haldeki kübik faz içerisinde eser miktarda monoklinik ve tetragonal fazın çökelmesiyle meydana gelen multifaz haldeki materyal olarak tanımlanmıştır (25).

Saf zirkonyum % 7.9 CaO, % 5.86 MgO ve % 13.75 Y₂O₃ gibi toprak alkali metal oksitlerin ilave edilmesi sonucunda tam stabilize zirkonya (TSZ) meydana gelmektedir. Oda şartlarında yalnızca iri kübik fazı kapsayan tam stabilize zirkonyadan, 2500  C'ye kadar olan sıcaklık değerlerinde faz dönüşümünün olmadığı bildirilmektedir. Tam stabilize zirkonya seramiklerinin darbe dirençleri, dayanıklılıkları ve ısıl değişim dayanımları düşük olmaktadır. Fakat sinterleme sıcaklığının, kübik faz içeriğinden ötürü yüksek olduğu belirtilmiştir (4,17).

Dış faktörler nedeniyle zirkonyanın yüzeyinde gerilim streslerinin meydana geldiği bildirilmiştir. Gerilim streslerinin oluşmasıyla tetragonal partiküllerin matriks basıncının düştüğü ve tetragonal evreden monoklinik evreye geçişin başladığı bildirilmektedir. Bu dönüşüm aşamasında meydana gelen hacim artışı ile dış yüzeydeki gerilim stresleri üzerinde baskı streslerinin oluşmasıyla çatlak ilerlemesinin önlenildiği ve yüksek sertliğin oluştuğu bilinmektedir. Oluşan bu mekanizma dönüşüm doygunluğu olarak adlandırılmakta ve zirkonyum elementinin temelini oluşturmaktadır (17,26).

Zirkonya kristallerinin tetragonal evreden monoklinik evreye geçişi, mekanik kuvvet dayanımının yüksek olmasını sağlar (27). Fakat dönüşüm doygunluğunun aşılmasına neden olan stresler sonucunda zirkonyum elementinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiğini bildiren bazı çalışmalar bulunmaktadır (28–30) Aşındırma ve kumlama gibi bazı işlemlerin büyük lokalize stresler yaratması sonucunda zirkonya kristallerinin monoklinik evreye dönüşümü gerçekleşebilir (8,27,31). Dış ortamın yarattığı stresler malzeme dayanımını, dönüşüm doygunluğundaki stresleri aşarak etkileyebilir (6,27). Fakat yapılan çalışmalarda ağız içerisindeki stresin, sıcaklığın, asitlerin, nemin ve tükürüğün birleşiminin dönüşüm oranında tam olarak ne tür bir etki yaratacağı belirlenememiştir (17,28,31,32).

2.3. Dış Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Türleri

2.3.1. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

Zirkonya maddesinin alümina matriksiyle birleştirilmesindeki amaç, stres ile tetiklenen dönüşüm kapasitesinin avantajlı olarak kullanılmasının sağlanmasıdır. Örnek olarak In-Ceram Zirkonya verilmektedir. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina slip cast tekniği ve CAD/CAM (computer aided design / computer aided manufacturing) tekniği ile üretilmektedir. CAD/CAM tekniği ile hazırlandıkları zaman, slip cast tekniğine oranla dayanım özelliğinin arttığı belirtilmektedir (33).

2.3.2. Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ile biyomedikal alanda çok sayıda çalışma yapılmış olmasına rağmen tam bir başarının sağlanamadığı bildirilmiştir. Bu durumun nedenleri, büyük gren boyutu ve pöröz yapısı gibi karşı malzemede aşındırıcı özellikler göstermesi olarak bildirilmiştir (33). PSZ'nin yapısı, kübik zirkonya matriksi ile birlikte tetragonal çökeltilerin iç içe geçmesi ile oluşmaktadır. Bileşimin içerisindeki MgO yoğunluğunun % 8-10 arasında değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (33).

2.3.3. İttriyum-tetragonal zirkonya polikristalleri

İttriyum-tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), oda şartlarında tetragonal evrede stabilizör oksit halinde, saf zirkonyanın kütlelerinin % 2-3 oranlarında Y_2O_3 içermesi ile meydana gelen yapı olarak tanımlanmıştır (21,34). Oluşan bu yapı, camsı faz içermemekte, ancak yoğun olarak sinterlendiğinden, minimum çatlak ve kusur içermektedir (35). Y-TZP, minimum kararlı ancak maksimum kompakt tetragonal evrede stabilize edilmektedir. Fakat termal ya da mekanik uyarım sonucunda monoklinik kristal faza dönüşümü gerçekleşmektedir. Yaşanan faz dönüşümleri Y-TZP'nin daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır (36). Oda şartlarında tetragonal evrede stabilize Y-TZP'nin oluşabilmesi için, partikül büyüklüğü 0.8 μm 'den ufak ve stabilize edici oksit miktarı % 3 molden düşük olmalıdır (4).

Y-TZP'nin temel özellikleri; “yüksek bükülme dayanımı, kırılma direnci, sertlik, aşınma direnci, elektrik yalıtımı, düşük ısı iletkenliği, asit ve alkalilere karşı korozyon direnci, çeliğe benzer olan esneklik modülü” olarak bildirilmiştir. Bu özellikleri sayesinde klinik uygulama alanlarında aranılan ISO 13356 kriterlerini içermektedir (4). Y-TZP'nin diş hekimliğinde kullanım alanları arasında, tabakalı kronlar ve köprüler, anatomik hatlara sahip monolitik zirkonya kron ve köprüler, implant ataçmanları ve vidalı implant altyapı parçaları yer almaktadır (4,37).

2.4. Zirkonya Restorasyonların Üretim Aşamaları

2.4.1. MAD/MAM sistemleri

Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim (MAD/MAM) sistemlerinde, sinterlemeden önce frezle aşındırmaya yatkın olan yumuşak haldeki zirkonya kütlenin, üç boyutlu alıcılar yardımı ile bilgisayara nakledilmesi ve makineyle şekil verilmesi sonucunda üretim gerçekleşmektedir. Gerçekleşen bu işlem hızlı, kolay ve güvenilir şekilde olmaktadır (38). Öteki milleme cihazlarına oranla maliyetinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (39). Şekillendirmeden sonra bütün kitle sinterlenerek, homojen bir büzülme meydana gelmektedir. Restorasyonun tasarımı sırasında, sistemin işleyişi CAD/CAM yönteminden farklılık göstermektedir. MAD/MAM sistemine; Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Bruneck, İtalya) ve Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya) örnek olarak verilmektedir (40).

2.4.2. CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM sistemleri, diş hekimliğinde 1980 yılında kullanılmaya başlanmıştır. 1984 yılında Francois Duret geliştirdiği sistemle tek üye restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilmesi bakımından kullanışlı olan ilk dental CAD/CAM uygulaması Cerec sistemiyle İsviçre’de çalışan Werner Mörmann’la Marco Brandestini 1988 yılında gerçekleştirmişlerdir (41).

Konvansiyonel porselenler çok fazla fırınlama işlemine maruz kalırken, CAD/CAM sistemleri ile çok hızlı bir şekilde üretilen monolitik zirkonya blokların daha homojen bir yapıda olduğu bildirilmiştir (42).

Özel yazılımlar kullanılarak CAD/CAM sistemleriyle, korun ve sabit bölümü olan protezlerin alt yapılarının, tam anatomik kronların, bölümlü kronların, inley, onley ve teleskop primer kronların tasarımlarının ve üretimlerinin yapıldığı bildirilmektedir (43). Ayrıca hareketli protezlerin iskelet yapılarının (44), implant cerrahisinde uygulanan stentlerin tasarımının ve üretiminin (45), maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasının

CAD/CAM sistemleri ile gerçekleştirildiği bildirilmektedir (46). Üretici firmalar kullandıkları yazılımları devamlı güncellemektedirler.

Restorasyonların üretim aşamasında eksiltme ve çoğaltma olarak iki ana yöntem kullanılmaktadır. Eksiltme yani milleme veya aşındırma yönteminde, büyük katı bloklar küçük parçalar haline getirilerek arzu edilen restorasyonlar hazırlanmaktadır (47). Zirkonya restorasyonlar CAD/CAM sistemi kullanılarak yumuşak frezleme ve sert frezleme olarak iki şekilde üretilir. Yumuşak frezleme yönteminde pre-sinterize bloklara, sert frezleme yönteminde de sinterlenmiş bloklara şekil verilmektedir (26). Yumuşak frezleme yönteminde, pre-sinterize restorasyon daha önceden belirlenen tasarım için aşındırılır ve daha sonra yüksek sıcaklıkta sinterlenir. Fakat sinterleme prosedürünün % 25 oranında büzülmeye neden olduğu bilinmektedir. Sert frezleme yönteminde ise daha sonradan hiçbir şekilde işleme gerek duyulmayan bütünüyle yoğun haldeki zirkonya bloklarının aşındırılması sağlanmaktadır (48).

Diş hekimliği alanında, komponentlerin konumuna göre CAD/CAM sistemleri; klinik, laboratuvar ve üretim merkezli olmak üzere üç farklı üretim şekline sahiptir (49). CAD/CAM sistemlerinin tamamı, bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) ve ağız ortamında bulunan verilerin alınarak kaydedilmesi (diş preparasyonu, ağızda olan dişin geometrisinin bulunması), alt yapının tasarımı (CAD) ve alt yapının üretimi (CAM) şeklinde üç fonksiyonel ögeye sahiptir (41).

CAD/CAM bileşeni olan tarayıcı, çene ve diş yapılarının üç boyutlu ölçülmesini ve dijital baskı setlerinin oluşmasını sağlamaktadır. Burada kullanılan tarayıcılar mekanik tarayıcı ve optik tarayıcı olmak üzere iki çeşittir. Mekanik tarayıcı, iğne ucuyla ya da pinle, optik tarayıcı da renkli ya da beyaz ışık ile tarama yapmaktadır.

Programlama donanımları, kullanılacak olan materyallerin özellikleri bakımından ıslak ve ya kuru aşındırma olmak üzere iki çeşitten oluşurken; yeni geliştirilen tarayıcılarda millenme doğrultularının sayıları bakımından üç, dört ve ya beş akslı cihazlar şeklinde birbirlerinden ayrılmaktadırlar (47,49). Modelin pozisyonunun aks üzerinde değiştirilmesi

ile arzu edilen bölgenin tamamının taranması sağlanmaktadır. Dört ve beş akslı ünitelerin birbirleriyle aynı olarak doğrusal şekilde yukarıya ve aşağıya hareket ettikleri, fakat hareket eksenlerinin farklılık gösterdiği bildirilmektedir (50).

2.5. Zirkonya Sinterleme

Sinterleme, poröz bir yapıya ısı işlem uygulanarak, malzemenin içerisinde bulunan porların azaltılması ve partiküllerin arasında kuvvetli katı bağın meydana gelmesi işlemi olarak tanımlanmaktadır. Sinterleme işlemi, diş hekimliğinde uygulama alanı olan zirkonyanın, gerekli olan fiziksel özellikleri sağlaması için ihtiyaç duyulan en önemli üretim aşamasını oluşturmaktadır. Üreticilerin kullanım amacıyla piyasaya sürdükleri zirkonya bloklar, çeşitli sinterleme aşamaları bakımından yeşil zirkonya, tam sinterlenmiş zirkonya ve yarı sinterlenmiş zirkonya olmak üzere üç gruptan oluşmaktadır (51–53).

2.5.1. Yeşil zirkonya

İşlenmesi en kolay olan bloklar yeşil zirkonya bloklar olarak bildirilmiştir (54). Yeşil zirkonya bloklara kuru ortam şartlarında elmas ve tungsten frezlerle frezeleme işlemi uygulanmaktadır. Sinterleme aşamasında oluşacak büzülmenin yok sayılabilmesi için %20-25 oranlarında daha geniş işlemenin yapılması gerekmektedir. Bu sayede poröz zirkonyanın yaklaşık olarak %20-30 oranında büzülerek daha sağlam bir yapının oluştuğu bildirilmektedir (55).

2.5.2. Yarı sinterlenmiş zirkonya

Yarı sinterlenmiş zirkonyada, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılmaktadır. Ayrıca frezeleme işleminin kolay olmasına rağmen elde edilen materyalin daha poröz bir yapısının olduğu bildirilmiştir. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklara frezeleme işlemi uygulandıktan sonra % 20-30 oranında hacimsel büzülmenin oluştuğu ve

materyalin dayanıklılığının arttığı bilinmektedir. Diş hekimliği alanında genellikle yarı sinterlenmiş zirkonya blokların kullanımı tercih edilmektedir (56).

2.5.3. Tam sinterlenmiş zirkonya

Tam sinterlenmiş zirkonya blokların sinterleme işlemleri bittiği için doğrudan frezeleme işlemi uygulanmaktadır. Bu bloklar, elmas uçlu frezler ile su soğutmalı şekilde frezelenmektedirler. Yeşil zirkonya bloklar, yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar ve tam sinterlenmiş zirkonya bloklar frezeleme işlemi açısından karşılaştırıldığında tam sinterlenmiş zirkonya blokların kazınması için daha çok zamana ve maliyete ihtiyaç duyulmaktadır (56). Ayrıca tam sinterlenmiş zirkonya blokların frezeleme işleminde mikro yapılarının hasara uğrayabileceği bildirilmiştir. Bundan dolayı tam sinterleme uygulamasının yerine ön sinterleme ya da yarı sinterleme şeklinde tanımlanan bir uygulamanın geliştirildiği bildirilmiştir (57).

2.6. Monolitik Zirkonya

Zirkonya içeren restorasyonlar diş hekimliği uygulamalarında, alt yapı materyali olarak biyouyumlulukları ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle uzun zamandır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Zirkonya restorasyonlar, opak beyaz rengin kapatılması ve daha estetik sonuçların elde edilebilmesi için feldspatik porselenler ile veneere edilmelidir. İki katmanlı restorasyonlarda meydana gelebilen adeziv ve koheziv kırılmalar ve chipping denilen ufalanmalar, restorasyonları daha güçsüz hale getirmektedir (58,59). Bu problemlerin çözülebilmesi için CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen ve porselen ile veneerlemeye gereksinimi olmayan, sadece bir tek yapıdan meydana gelen monolitik zirkonya kullanılmaktadır (58,60). Kırılmaların minimuma indirilmesi ile birlikte, oklüzal mesafe ihtiyacının azaltılmasının monolitik zirkonya restorasyonlarının önemli bir avantajıdır. Ağız içerisinde çok iyi dayanım göstermesi sebebi ile 0.5 mm gibi sınırlı oklüzal mesafelerde dahi kullanıldığı bildirilmiştir (31,58,61).

Zirkonyanın içerisinde bulunan alümina miktarının artması ile yoğunluğu artarken translusensi özelliği azalmaktadır. Bu sebeple, yeni üretilen zirkonya blokların içerisinde buluna alümina miktarının düşürüldüğü ve daha translusent yapıya sahip monolitik zirkonya restorasyonların elde edildiği bildirilmiştir (62).

Monolitik zirkonyaun, belirli oranda itriyumla stabilize edilmesi sonucunda, bükülme direnci (1570 MPa), ısıya dayanıklılık (2600 °C) ve boyutsal stabilite özelliklerinin arttığı bildirilmiştir (63). Yapılan çalışmalarda, aşınma direncinin doğal dişe yakınlık gösterdiği ve karşıt dişte abrazyona yol açmadığı bildirilmiştir (64). Ancak farklı görüş bildiren çalışmalar da mevcuttur. Kurt ve ark. (65), monolitik zirkonya restorasyonlara sadece glaze uygulanmasının karşıt dişte aşınmayı engellediğine dair kesin kanıt bulunmadığını, glaze tabakasının çabuk aşınmasının da alttaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasına yol açtığını bildirmiştir.

Monolitik zirkonyanın geçirgenliğinin arttırılması ve daha estetik görünmesi için, Y-TZP'ye sinterleme sıcaklığının ve üretim bölümlerinin değiştirilmesi ve renklendirici sıvıların eklenmesi gibi bir takım modifikasyonların uygulandığı bildirilmiştir (58). Ayrıca Y-TZP'nin geliştirilmesi için kübik faz yoğunluğunun arttırılması gerekmektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve itriyum içeriğiyle oluşan kübik kristal yapı, translusensi özelliğini arttırmaktadır. Bu modifikasyonların, zirkonyanın mekanik özelliklerine değişime neden olmaktadır ve düşük ısı bozunması görülebilmektedir (58). Zirkonya blokların içeriği üretici firmalar arasında değişkenlik gösterebilmektedir. Bazı monolitik zirkonya bloklar ve üretici firmaları Tablo 2.1.'de verilmiştir (26).

Tablo 2.1. Monolitik Zirkonya Bloklar ve Üretici Firmaları

Monolitik zirkonya Bloklar	Üretici Firmalar
Prettau zirconia	Zirkonzahn / İTALYA
Ceramill Zolid	Aman Gierbch / AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona / ALMANYA
Plus High Translucency Zirconia	3M ESPE / ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell / ABD
Initial Zirconia Disc High Translucent	GC / JAPONYA
Katana High Translucent Block	Noritake / JAPONYA
Rainbow Trans	Genoss / KORE
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar vivadent / ALMANYA
DDcubeX2	Dental Direkt / ALMANYA
VITA YZ HT	Vita / ALMANYA

2.6.1. Monolitik zirkonyanın endikasyonları, avantajları ve dezavantajları

Endikasyonları;

- Uzun gövdeli sabit protezler,
- Bütün ark sabit protezler,
- İnteroklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlar,
- Post kor restorasyonlar,
- İnley ve onley restorasyonlar,

- İmplant üstü kronlar gibi uygulamalarda monolitik zirkonya bloklar kullanılmaktadır (66).

Avantajları;

- Monolitik zirkonya bloklar yüksek biyouyumluluk göstermektedirler.
- Yüksek translusensi özelliklerinden dolayı estetik yapıya sahiptir ve özel boyama solüsyonlarıyla boyanmaktadırlar.
- Yüksek bükülme direncine (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600 °C) sahiptirler.
- Aşınma dirençlerinin doğal diş benzerlik göstermektedir.
- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumu tolere edilebilmektedir.
- Porselen tabakalamaya gereksinim olmadığından zirkonya ile porselen arasında meydana gelen chipping olarak adlandırılan kırılmalar görülmemektedir (58,67–69).

Dezavantajları;

- Bilgisayar destekli üretimde kullanılan cihazların, kazıma bloklarının ve frezlerin yüksek maliyeti monolitik zirkonya restorasyonların maliyetinin artmasına neden olur.
- Ağız içinde uyumlanması gerekli olan durumlarda, veneer porselenlere oranla uyumlama işlemlerinin daha zor olduğu bildirilmiştir.
- Boyanabilme özellikleri olmasına rağmen diş benzeri görüntünün oluşturulması oldukça zordur.
- Kırıldıkları zaman tamir edilmeleri neredeyse imkânsızdır (70).

2.7. Monolitik Zirkonyalarda Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Kullanılacak restorasyonların pürüzlü formdan daha az pürüzlü bir forma dönüştürülmesi yüzey bitirme işlemidir (71). Yüzey bitirme işlemlerinden sonra restorasyonun az pürüzlü formdan daha pürüzsüz hale getirilme işlemine ise polisaj denir (72).

2.7.1. Bitirme ve polisaj işlemlerine etki eden faktörler

- **Partikül Büyüklüğü:** Partikül boyutları yüksek olan aşındırıcılarla daha hızlı ve fazla aşındırma yapılır.
- **Partikül Şekli:** Keskin hatlı partiküller yuvarlak hatlı partiküllere göre daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çizikler oluştururlar.
- **Sertlik:** Kullanılan aşındırıcı ve restorasyon materyali sertliği arasında büyük fark olması daha etkin ve hızlı aşındırma yapılmasını sağlar.
- **Aşındırma Hızı:** Hızlı yapılan aşındırma, materyalde ısı ve yüzeyde çizik oluşumunu arttırırken daha etkili işlem yapılmasını sağlar. Hızlı yapılan aşındırmada yüzey ısını azaltmak için yıkama işlemi yapılmalıdır.
- **Kullanılan basınç:** Restorasyonun yüzeyinin aşındırılması ancak bozulmaması için optimum baskı ve kuvvet uygulanması gerekmektedir. Bu kuvvet genellikle ortalama parmak basıncı olan 2,5 N'dur (73).

2.7.2. Bitirme ve polisaj işlemleri

Dental restorasyonların yüzeylerinin intraoral bölgede kullanıma uygun hale getirilmesi için; kaba düzeltme, konturlama, ara bitirme ve son parlatma prosedürlerinin doğru sırayla uygulanması gerekmektedir (74).

- **Kaba düzeltme ve konturlama:** Restorasyonlarda var olan majör yüzey defektlerinin, elmas içerikli bitirme frezleri ve diskleri gibi 100 µm ve daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanılarak giderilmesidir (75).

- **Ara bitirme:** 20-100 µm arasında aşındırıcı partiküller içeren diskler ve lastikler kullanılarak konturlama aşamasında meydana gelen yüzey defektlerinin ve çiziklerin giderilmesi ve restorasyonun final şeklinin elde edilmesidir (75).
- **Son Parlatma:** 0.3-20 µm arasında aşındırıcı partiküller içeren lastikler ve patlar kullanılarak, restorasyonun yüzeyi parlak görünüme kadar yüzey düzensizliklerinin giderilmesidir. Estetik görünen ve bakteri adezyonunu azaltan yüzeylerin elde edilmesi amaçlanır (76).

2.7.3. Bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan materyaller

- **Dental Taşlar:** Porselen ve kompozitin bitim ve polisajında kullanılır. Genellikle alüminyum oksit içeriklidir (73).
- **Dental Frezler:** Elmas ve tungsten karbit frezlerdir. Elmas frezlerin partikülleri büyükse aşındırma, küçükse bitirme ve polisaj için kullanılır. Tungsten frezler daha düşük hızda kullanılırken elmas frezler yüksek hızlarda kullanılır (73).
- **Lastik Diskler:** İçeriklerinde bulunan partiküller aracılığıyla aşındırma yaparlar. Büyük partikül içeriği olandan küçük partikül içeriği olana doğru sırayla kullanılmalıdır (73).
- **Pomza ve Pastalar:** Restorasyonların bitim ve polisajlarında keçe, pamuk diskler veya fırçalarla pat ve pomza uygulaması son aşamadır. Bu patlar küçük partikül boyutlarına sahip elmas veya alüminyum oksit partiküller içerirler (73).

2.8. Monolitik Zirkonyada Bitirme İşlemleri ve Glaze

Protez terimleri sözlüğünde glaze (glazürleme), “porselenin yüzeyinin son fırınlama ile camsılaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camı bir yüzey elde edilmesi” olarak ifade edilmektedir. Monolitik zirkonyalarda ise, restorasyon yüzeyine genellikle toz ve likit karıştırılarak elde edilen renklendirilmemiş cam partikülleri ilavesi ve sonrasında fırınlama işlemi ile oluşturulan parlatma işlemidir (71,77). Bu yöntemle renklendirme yapılabilir ve estetik uyum artırılabilir (77). Glaze uyulanmış yüzeyler, doğal dişe yakın parlaklık derecesine sahip olabilir, böylece plak birikimi bu yüzeylerde minimal seviyeye

indirilebilir (78). Seramik restorasyonların yüzeyi glaze işleminden sonra daha pürüzsüz, daha güçlü, daha parlak ve renk stabilitesi açısından daha stabil hale gelir (79). Günümüzde kullanılan restorasyonun türüne ve fabrikasyon yöntemlerine göre; geleneksel glaze sistemleri, pasta ve sprej şeklinde uygulanan glaze sistemleri ve ışıqla sertleşen glaze sistemleri kullanılmaktadır (80).

2.8.1 Toz/likit glaze sistemi

Glaze işlemi, toz ve likit karışımının fırça yardımıyla yüzeye uygulanması ve fırınlanması şeklinde uygulanır. Glaze karışımının restorasyon yüzeyine en az 50 µm'lik bir tabaka şeklinde uygulanması gerekmektedir (81).

2.8.2 Glaze sprejleri

Günümüzde seramik restorasyonların üretim sürecindeki klinik adım sayısını azaltmak amacıyla üreticiler tarafından glaze sprejleri ve pastaları gibi yöntemler geliştirilmiştir (81).

2.8.3 Glaze pastaları

Glaze pastaları ve glaze spreji, genellikle glaze pişirme ve kristalleştirmeyi tek aşamada gerçekleştirmek amacıyla toz-likit glaze tekniğine alternatif teknikler olarak geliştirilen materyallerdir. Glaze pastaları kullanıma hazır tüpler veya şırıngalar içerisinde bulunmaktadır. Glaze pastası şırıngasından sıkılarak karıştırılmaktadır. Hafif bir inceltme isteniyorsa az miktarda glaze likitiyle karıştırılabilmektedir (81).

2.9. Yüzey pürüzlüğü

Yüzey pürüzlüğü materyalin özelliklerine veya üretim tekniklerine göre yüzey dokusunda oluşan çok ince düzensizliklerdir. Bir materyalin çevresiyle oluşturacağı etkileşimin belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. Seramik yüzeylerin pürüzlü olmasıyla birlikte plak birikimi artar, dişeti iltihaplanması ve yumuşak doku reaksiyonları yada karşıt dişlerde aşınmalar görülebilir (74,82). Milleme yöntemi, Y-TZP'nin yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açan bir yöntemdir. CAD/CAM yöntemi ile üretilmiş olan seramik restorasyonların üretilmesinin esası makinenin seramik bloklarda aşındırmaya neden olmasıdır. Aşındırma işlemleriyle hem yüzey şekillenir hem de yüzey çatlakları oluşur. Ayrıca Y-TZP'nin yüzey pürüzlüğüne neden olan parametreler arasında uygulanan yüzey işlemleriyle bitim işlemleri de bulunmaktadır (59,83,84).

Yüzey pürüzlülüğünün artış göstermesi stres yoğunlaşmasına yol açacağı için restorasyon dayanıklılığında azalmalar görülebilir (35). Yüzeylerin parlak ve düzgün olması, dental materyallerin estetik görünümü için de büyük öneme sahiptir. Üstelik bu görünüm, ağız içerisinde uzun bir müddet korunmalıdır (85,86).

Dental restoratif materyallerin yüzeylerinin pürüzsüzlüğü, restorasyonun fonksiyonu ve estetiği açısından önemli olduğu gibi ağız sağlığı açısından da önemlidir. Pürüzlü yüzeylerde, serbest yüzey enerjisi arttığı için besin artıklarının ve patojen bakterilerin birikmesi daha kolay hale gelir. Bunun sonucunda restorasyonların dış katmanlarında leke oluşumu, mikrobiyal dental plak ve diş taşı birikimi gözlenir, diş etlerinde enflamasyon ve enfeksiyon, diş dokularında ise çürük oluşma ihtimali artar (82,87–90). Aynı zamanda dental materyallerde ve dişte renklenme görüleceğinden estetik görünümde azalma gözlenir (88,91). Restorasyonun parlak dış yüzünün sürekli korunması, doğal dişe uygun renk ve yarı saydam görüntüde olmasını, esneme dayanımının yüksek seviyede tutulmasını ve mikrobiyal dental plak yığılmasını engellediği için biyolojik uyumun devamlılığını sağlar (1,92,93).

Bollen ve ark. (94), dental dokularda plak birikiminin engellenmesi ve böylelikle, biyolojik olarak uyumlu restorasyonların uygulanması için intraoral sert dokularda yüzey pürüzlülüğü miktarının 0,2 μm 'den az olması gerektiğini savunmuşlardır. Sayılan tüm bu nedenlerden dolayı, dental restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü olabilecek en az seviyede olmalıdır (88). Zirkonya restorasyonlarda yüzey bitimi iki farklı yöntem ile sağlanabilir. Bunlardan biri glaze diğeri ise polisaj yöntemidir. Glaze yönteminde laboratuvar teknisyeni, fırça yardımıyla glaze porselenini restorasyon üzerine uygular ve üreticinin talimatlarına göre restorasyon fırınlanır (81). Glaze tabakası 0,05 mm kalınlığında uygulandığında bütünlüğünü yeterince koruyabildiği bildirilmektedir (92). Polisaj yönteminde ise laboratuvar veya diş hekimi restorasyon yüzeyini çeşitli polisaj malzemeleri ile parlatır. Literatürü incelediğimizde, parlatma amacıyla aşındırıcılar ardışık olarak (elmas frez + lastik + elmas pat) kullanılmıştır ya da özel bir parlatma seti uygulanmıştır (13). Hem polisaj hem de glaze işlemlerinde, yüzey pürüzlülüğü miktarını kabul edilebilir olan 0,2 μm altına indirmek amaçlanmaktadır.(95) Ancak laboratuvar tarafından glazelenerek diş hekimine gönderilen zirkonya restorasyonlar ağız içerisinde uyumlama gerektirebilir. Bu durumda diş hekiminin restorasyona ağız içinde polisaj yapması söz konusu olabilmektedir.

Polisaj sistemleri materyallerin sertliğine göre üretilmektedir. Porselen polisaj kitleri, zirkonyadan daha az sertliğe sahip olan seramik partikülleri içerir. Mohs değeri materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir (96). Mohs sertlik ölçeğinde dokuz değerine sahip olan zirkonya, yüksek sertlikle karakterize homojen polikristalin yapı gösterdiğinden, konvansiyonel polisaj sistemleri ile yeterli bir polisaj elde edilemeyebilir. Porselen polisaj sistemlerinin zirkonya restorasyonlar üzerinde uygulanma etkinliği konusunda kesin bir görüş bulunmamaktadır (97,98).

Polisaj işlemi, aslında abrazivlerin kullanımıyla birlikte pürüzsüz ve parlak yüzeylerin elde edilmesini amaçlar. Pürüzlü bir yüzeyin etkili bir biçimde polisajlanmasında, aşındırıcı partiküller, polisaj uygulanacak materyallerden daha sert olmalıdır. Rölatif Mohs sertlik derecesi, elmas, silika karbür, alüminyum oksit ve zirkonya materyalleri için sırasıyla 10, 9, 9 ve 8 değerleridir.(71) Bu prosedür ile elde edilen sonuç,

polisaj sistemindeki abraziv sertliği, abrazivin partikül boyutu, şekli ve partikül sayısı, aynı zamanda yüzey hazırlığı uygulanan materyalin pürüzlülüğünden etkilenmektedir ve her polisaj sistemi, farklı materyallerde farklı sonuçlar gösterebilmektedir.(94,99) Çeşitli polisaj tekniklerinin dental porselenlerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalar farklı yönde sonuçlar sunmuşlardır (10,100) Monolitik zirkonyaların polisaj işlemi ile ilgili literatürler daha da sınırlıdır (13).

2.10. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi için farklı yöntemler bulunmaktadır. Dental yüzeylerin dikey sapmaları kantitatif olarak ölçülmektedir. Eğer sapma çoksa yüzey pürüzlü, sapma azsa yüzey pürüzsüzdür. Pürüzlü olan yüzeyler daha çabuk aşınırlar ve pürüzsüz yüzeylerden daha fazla sürtünme katsayıları bulunur (101).

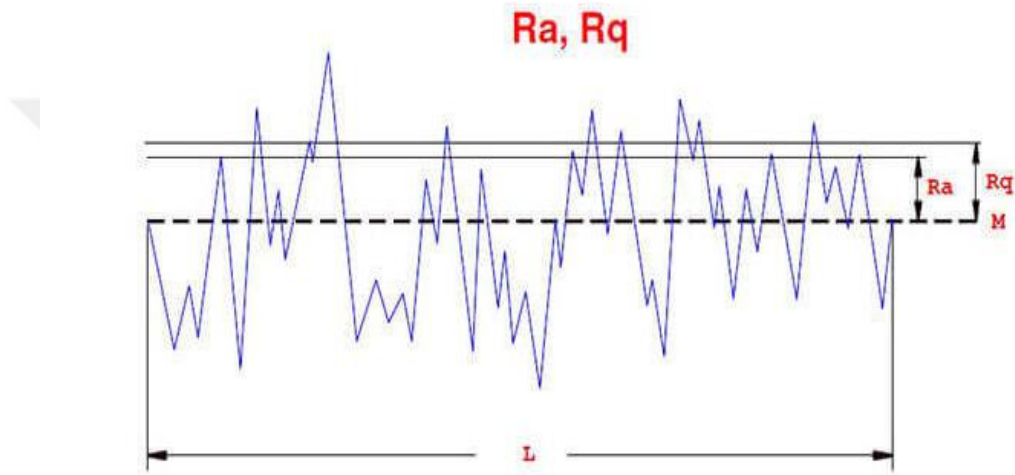
Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri iki boyutlu ve üç boyutlu şekilde yapılmaktadır. İki boyutlu yüzey ölçümlerinde her kesit tek tek hesaplanmakta ve sonra bütün kesitlerin ortalamaları alınmaktadır. Üç boyutlu yüzey ölçümlerinde de, kesitlerin değil tüm yüzeyin alanı taranmaktadır (102). Dental materyallerde oluşan yüzey pürüzlülüğü ile yapılan çalışmalar çoğunlukla taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kantitatif yöntemler ve yüzey profil analizi gibi kantitatif yöntemlerle gerçekleştirilmektedir. Optik profilometre de yüzeyden topografik verileri çıkarmak için kullanılan bir yöntemdir. Optik profilometre, tek bir nokta, çizgi taraması veya üç boyutlu tarama yapabilmektedir. Son zamanlarda atomik kuvvet mikroskobu (AFM) da yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ve detaylı topografik görüntülerinin elde edilmesinde kullanılmaktadır (85).

2.10.1 Profilometre

Profilometre, materyallerin yüzey topografilerini analiz etmek amacı ile kullanılmaktadır (103). Pürüzlülük değerinin belirlenmesi için yüzeydeki karakteristik tüm girinti ve çıkıntıları kaydeden sivri bir uç yüzey hattında gidip gelir, bazal çizgiyle birlikte tüm sapmalar ölçülür ve veriler hesaplanarak kaydedilir. Profilometreler yüzey

düzensizliğinin fiziksel derinliğini özelleştirilen bir kesit sahasında yada örneklem uzunluğunda ölçüm yapılabilir (74,104,105).

Yüzeylerin profilometreyle incelenmesi için çok sayıda parametre seçilmektedir. En fazla tercih edilen parametreler R_a , R_{ms} , P_v , R_z , R_{pm} ve R_z : R_{pm} oranlarıdır. R_a parametresi; bir yüzeyin ortalama pürüzlüğünü ifade etmektedir. Profilde bütün pürüzlülük uzaklığının merkez çizgiye olan uzaklıkları ölçülerek aritmetik ortalamalarının alınması ile belirlenmektedir (106).



Şekil 2.2. Aritmetik ortalama yükseklik (Pürüzlülük profili için) (83).

R_a yüzey parametresi; R_a parametresinin açıklanması ve ölçülmesi kolaydır ve yükseklik değişimlerinin genel tanımı niteliğindedir. Fakat küçük değişikliklere karşı hassasiyeti bulunmamaktadır. R_a 'nın $0,2 \mu m$ 'den daha az olduğu yüzey, minimum bakteri birikiminin olduğu, parlak görümlü yüzey şeklinde değerlendirilmektedir. Bu nedenle dental restoratif materyali ağız içerisinde kullanabilmek için, materyalin ortalama yüzey pürüzlüğü $0,2 \mu m$ 'nin altında olması gerektiği bilinmektedir (94,107).

R_{ms} yüzey parametresi; değerlendirilen yüzeyde, kaydedilen orta çizgiden itibaren profil yükseklik sapmalarının karekök ortalamasıdır (83).

Pv yüzey parametresi; değerlendirilen yüzeydeki en yüksek nokta ile en düşük nokta arasındaki yükseklik farkının ölçümüdür (83).

Rz yüzey parametresi; peş peşe oluşan beş parçadaki ortalama tepe-vadi yüksekliğidir. Rz parametresi Ra parametresine oranla ufak değişikliklere karşı daha hassastır. Rpm parametresi, peş peşe oluşan beş örnek parçadaki ana derinlik seviyesidir (83).

Rpm parametresi; profil şekliyle alakalı bilgi vermektedir (83). Rpm: Rz oranı, profil şekliyle alakalı önemli bilgi vermesi bakımından önemlidir. Rpm:Rz oranı 0.5'den fazlaysa keskin kenarlı profil, 0.5'den azsa yuvarlak kenarlı profil gösterilmektedir (106). Lazer uçlu profilometrede, incelenecek yüzeyler lazer ile paralel şekilde taranmaktadır. Yüzeyler Ra ve profil uzunluk oranı (LR) parametreleriyle incelenmektedir.

2.10.2 Atomik kuvvet mikroskobu

AFM analizi, sıklıkla kullanılan yüzey topografyası ölçüm yöntemlerinden biridir. Elektronik, telekomünikasyon, biyoloji, kimya, otomotivi, uzay-havacılık ve enerji gibi endüstrilerde kullanılır. AFM ile “aşınma, temizleme, korozyon, pürüzlendirme, sürtünme, kayganlaştırma, kaplama ve cilalama” gibi işlemlerin incelenmesi yapılmaktadır (108).

AFM, alt tabakaya en az kuvveti ileten temas profilometre yöntemidir. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre ebatlı bir uç ile yüzey taranır ve detaylı ölçüm yapılır. AFM’de topografik bilginin oluşumu üç boyutlu resimsel görüntüler şeklindedir (109). Bu yöntem ile yüzey topografisi angstromdan 100 μ ’a kadar ölçülebilmektedir. Tarayıcı uç, kantilever yaya tutturulur, uç ve örnek yüzeyi arasında bulunan atomlar arası kuvvetler kantileverin sapmasına yol açar. Atomik ve nanometrik ölçeklerde ölçülen yüzeyin özelliklerinin haritalandırılması için, araştırma ucunun örnek yüzeyine oranla uzaysal pozisyonunun kontrol edilmesini sağlayan piezoelektrik güç çeviricilerinin kullanımı

esasına dayanmaktadır (108). AFM, taranan alanın genişliğine göre pürüzlüğünü belirlemekte ve ağırlıklı ortalamayı vermektedir (110).

2.11. Fırçalama Simülatörü

Diş fırçalama simülatörleri, restoratif materyallerin veya diş yüzeylerinin belirli bir süre sabit bir kuvvet uygulanarak fırçalanması ile oluşan etkinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan cihazlardır. Örneklere uygulanan fırçalama işlemi, ağız ortamında diş fırçalama işlemleri sonucu oluşan aşınmaların taklit edilmesine imkan sağlamaktadır (111). İlk olarak sadece yatay hareketler kullanan fırçalama simülatörleri tanıtılmış daha sonra 2,5 ila 10 N arasında fırçalama kuvvetleri ile yatay veya dikey fırçalama hareketleri yapabilen fırçalama simülatörleri kullanılmıştır. Günümüzde bu amaçla en sık düz eksenlerde fırçalama (ileri-geri, sağ-sol), çapraz fırçalama, yuvarlak ('0' ve '8' çizer tarzda) fırçalama şeklinde üç fırçalama modu bulunan cihazlar kullanılmaktadır (112).

2.12. Çalışmanın Amacı ve Kurulan Hipotezler

Bu çalışmanın amacı, dört farklı markaya ait monolitik zirkonya örneklerde, glaze ve polisaj olmak üzere iki farklı yüzey bitirme işlemi sonrasında fırçalama simülasyonu uygulamanın, materyallerin yüzey topoğrafyasında oluşturduğu değişimin incelenmesidir.

Bu çalışmanın başlangıç hipotezi, fırçalama işlemi yapılan örneklerde ortalama pürüzlülük verisini gösteren R_a ve en yüksek tepelerle en derin vadiler arasındaki mesafe olan P_v değerlerinin her iki yüzey işlemi uygulamasında ve değerlendirilen farklı markalar arasında istatistiksel olarak benzer olacağı şeklindedir. Çalışmada $p \leq 0,05$ anlamlılık oranı kullanılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma için proje onayı, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurul'undan alınmıştır. (Proje no: D-DA 20/04) Bu çalışmada dört farklı markaya ait monolitik zirkonya, esaslı örneklerle polisaj ve glaze olmak üzere iki farklı yüzey bitim işlemi uygulanmıştır. Fırçalama işlemi uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü, işlem öncesi ve sonrasında profilometre ve AFM kullanılarak incelenmiştir. Bu amaçla planlanan ve hazırlanan çalışmada örneklerin tasarımı ve üretimi Şimşek Dental Diş Laboratuvarı'nda, ölçüm ve değerlendirme işleri Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM) 'da yapılmıştır.

Bu çalışmada uygulanan işlemler aşağıda sırasıyla verilmiştir.

- Zirkonya örneklerin tasarlanması ve üretilmesi
- Test gruplarının hazırlanması
- Örneklerin sinterlenmesi
- Örneklerin bitim ve parlatma işlemlerinin yapılması
- Yüzey pürüzlülüğünün AFM ve profilometreyle ölçülmesi
- Fırçalama işlemleri
- Yüzey pürüzlülüğünün AFM ve profilometreyle tekrar ölçülmesi
- İstatistiksel analiz

3.1. Zirkonya Örneklerinin Tasarlanması ve Üretilmesi

Bu çalışmada kullanılan zirkonya örnekler Şimşek Dental laboratuvarında tasarlanmış ve CAD/CAM sistemi ile üretilmiştir. E.max ZirCAD/MT, Katana/HT, Vita YZ/HT, Cercon/HT olmak üzere 4 farklı markaya ait 5Y-TZP monolitik zirkonya blok kullanılmıştır (Şekil 3.1). Blokların üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri Tablo 3.1.'de verilmiştir.



e.max ZirCAD/MT



Vita YZ/HT



Katana/HT



Dental Direkt
DDCube

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP bloklar

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP blokların üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri

Materyal	Üretici firma	İçerik	Lot Numarası
E.max ZirCAD/MT	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	ZrO ₂ : % 87-95 Y ₂ O ₃ : % 4-6 HfO ₂ : % 1-5 Al ₂ O ₃ : % 0-1 Diğer oksitler: < 0,2	R56523
Katana/HT	Kuraray Noritake Inc. Nagoya, Japonya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : % >99 Y ₂ O ₃ : % > 4,5 HfO ₂ : % <5 Diğer oksitler: % <0,1	ECVZ0

Vita YZ/HT	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ : % 5 HfO ₂ : < % 3 Al ₂ O ₃ , SiO ₂ : < % 1	35480
Dental Direkt	Degudent Hanao, Almanya	ZrO ₂ + HfO ₂ % 99 Y ₂ O ₃ % 10 Al ₂ O ₃ % 0,01 Other oxides % 1	1162004005

Zirkonya örnekler tasarlanıp, milledme makinesi (Redon Hybrid, Türkiye) ile su soğutması ve vakum altında millenmiştir (Şekil 3.3). 2×10×10 mm boyuta sahip toplam 40 zirkonya örnek hazırlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Redon Hybrid Milledme Makinesi

3.2. Test Gruplarının Hazırlanması

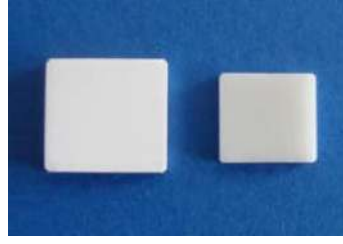
4 farklı üreticiye ait zirkonya örnekler, farklı bitim işlemlerine göre çalışma gruplarının hazırlanması için örneklem büyüklüğü istatistiksel güç analizi sonuçlarına göre belirlenmiştir. Çalışmada yeterli örnek hacminin belirlenmesi aşamasında GPOWER 3.1 paket programı kullanılmıştır. Testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ alınmıştır. Hesaplamalar neticesinde testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ 'i sağlayacak şekilde örnek hacmi toplam 8 alt gruba, $n=5$ olmak üzere belirlenmiştir. Her gruptan birer örnek, toplam 8 örnek olacak şekilde, Atomik kuvvet mikroskopunda incelenmek üzere üretilmiştir. Çalışmada oluşturulan gruplar Tablo 3.2.'de gösterilmiştir. Sinterleme işlemi yapılmadan önce, kuru ortamda ortalama parmak basıncı olan 10 N ile, 15 saniye süreyle sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbid kağıt zımpara (Struers, Danimarka) ile yüzey tek yönde aşındırılmıştır.

3.3. Örneklerin Sinterlenmesi

Hazırlanan örnekler laboratuvarında sinterizasyon fırınında (Şekil 3.3) üretici firmaların önerdiği şekilde sinterlenmiştir. Sinterleme prosedürü Tablo 3.1.'de belirtilmiştir. Sinterleme işleminden sonra örnekler yaklaşık olarak % 20 oranında boyutsal değişiklik göstermişlerdir (Şekil 3.4). Monolitik zirkonya örnekler, sinterleme işleminden sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır.



Şekil 3.3. Vita Zircomat sinterleme fırını



Şekil 3.4. Sinterlemeden önce ve sonra örneklerin görünüşleri

3.4. Örneklerde bitim ve parlatma işlemlerinin yapılması

Tablo 3.2. Yüzey işlemleri, çalışma grupları

	ZirCAD	Katana	Vita	Dental Direkt
Glaze uygulaması	ZG	KG	VG	DG
Polisaj uygulaması	ZP	KP	VP	DP
Glaze uygulaması + Fırçalama simülasyonu	ZGF	KGF	VGF	DGF
Polisaj uygulaması + Fırçalama simülasyonu	ZPF	KPF	VPF	DPF

Sinterleme işleminden sonra, örnekler saf suda 5 dk süre ile bekletilmiş ve sonrasında 1 dk süre ile yıkanıp kurutulmuştur. Polisaj grubundaki 20 zirkonya örnek polisaj kiti (Optrafine Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile 10.000 rpm hızda su spreyi eşliğinde manuel olarak parlatılmıştır. Bitim lastikleri sonrasında polisaj patı ve naylon fırça ile her aşama 60 sn olacak şekilde polisajlanmıştır. Diğer gruptaki 20 zirkonya örneğin ön yüzüne ince bir fırça yardımıyla glaze uygulanmıştır (IPS Ivocolor Almanya). (Şekil 3.4 ve 3.5)



Şekil 3.5 Çalışmada kullanılan glaze materyali (IPS Ivocolor)

Tablo 3.3. Kullanılan materyallerin üretici firma önerilerine göre fırınlanma ısı ve süreleri

Materyal	Başlangıç Isısı (C°)	Bitiş Isısı (C°)	Isıtma /Soğutma Hızı (C°/dk)	Bekleme Süresi (dk)
IPS E.max ZirCAD	20	900	10	30
	900	1500	3,3	120
	1500	900	10	-
	900	300	8,3	-
Vita YZ HT	1450	1450	-	120
Katana	350	1550	10	120
	1550	1500	5	120
Dental Direkt DDcube	20	900	8	110
	900	900	-	30
	900	1450	3	275
	1450	1450	-	120
	1450	200	10	125

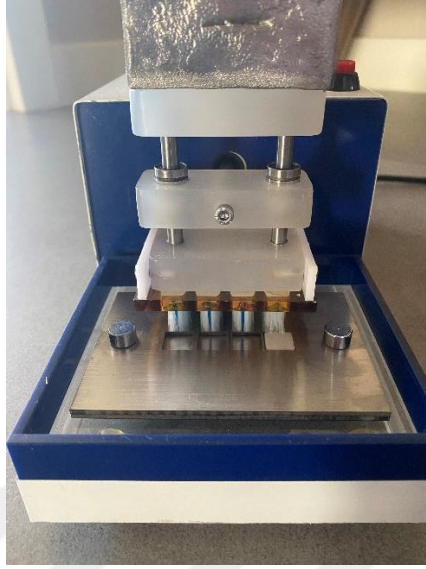


Şekil 3.6. Optrafine Ivoclar Vivadent AG polisaj kit

3.5. Fırçalama İşlemleri

Fırçalama simülasyonu sırasında örnek yüzeyine uygulanan kuvvet 2,5 N' dur ve bir yıllık fırçalama simülasyonu ortalama 10.000 fırça darbesi şeklinde gerçekleşmektedir (113,114). Beş yıllık fırçalamayı simüle edebilmek amacıyla dakikada 120 adet fırça darbesi olmak üzere toplam 50.000 kere fırçalama hareketi gerçekleştirilmiştir. 50.000 siklus bir kişinin ortalama beş yıllık fırçalama değerine eş değerdir (115). Fırçalama işlemi yapılırken diş macunu olarak Colgate Total (İçindekiler: Glycerin, Hydrated Silica, Aqua, Sodium Lauryl Sulfate, Arginine, Aroma, Zinc oxide, Cellulose Gum, Poloxamer 407, Zinc Citrate, Tetrasodium Pyrophosphate, Benzyl Alcohol, Cocamidopropyl Betaine, Sodium Fluoride, Sodium Saccharin, Xanthan Gum, Phosphoric Acid, Sucralose) kullanılmıştır. Fırçalama sonrası örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Coltene UC150, Hindistan) 5 dk bekletilerek temizlenmiştir.

Her bir örnek paslanmaz çelik malzemeden üretilmiş, içerisine macun ve distile su karışımı eklenen aparatların içerisine tam merkeze denk gelecek şekilde yerleştirilerek sabitlenmiştir. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7. Fırçalama Simulatörü

Distile su ve macun karışımı 1000mL distile su ve 250 mL macun (Colgate Total florürlü diş macunu) homojen şekilde karıştırılarak elde edilmiştir (113). (Şekil 3.8)



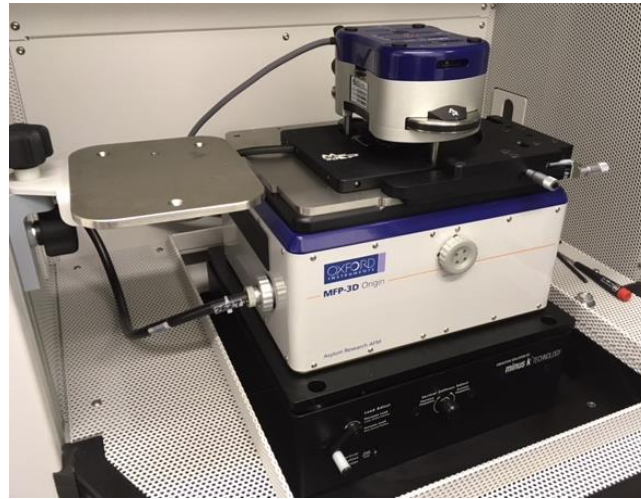
Şekil 3.8. Fırçalama simülasyonunda hazırlanan macun-distile su karışımı

3.6. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi

Tüm monolitik zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğü optik profilometre olarak Zygo Newview 7200 (Zygo Şirketi, Middlefield Connecticut, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3.9.) kullanılarak Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM) laboratuvarında ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerinin belirlenmesi için her bir ölçümden önce profilometre cihazı kalibre edilmiştir. Ortalama yüzey pürüzlülüğünün (R_a) ve en yüksek tepeler ile en derin vadiler arası mesafenin (P_v) belirlenmesi için örneklerin yüzeylerinin 5 farklı yerinden ölçüm gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.9. Profilometre cihazı



Şekil 3.10. Atomik Güç Mikroskopi

3.7. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün AFM ile Ölçülmesi

Tüm çalışma gruplarından bir adet örneğin yüzey pürüzlülüğü atomik güç mikroskobu olan MPF-3D Origin AFM (Oxford Şirketi, Oxford, Abington, Birleşik Krallık) (Şekil 3.10.) ile ölçülmüş ve 3 boyutlu olarak örnek yüzey topografisi elde edilmiştir. AFM analizi Bilkent Üniversitesi UNAM laboratuvarında yapılmıştır AFM analizi atmosfere açık ortamda, tapping mod (intermittent kontak mod) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. AFM’de titreşim frekansı 146-236 kHz olup, örneklerden 0°’lik açıda tarama yapılmıştır. AFM cihazında 10-15 µm kantilever’a bağlı silikon uç kullanılmıştır. Bir Hz’lik tarama hızıyla örneklerden 20 X 20 µm alanda tarama yapılarak, görüntü çözünürlüğü 256 X 256 piksel olan üç boyutlu AFM görüntüleri elde edilmiştir ve yüzey pürüzlülük değerleri µm olarak kaydedilmiştir.

3.8. İstatistiksel analiz

Analizler IBM SPSS 25 (IBM Corp, ABD) programında gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel analizin ilk adımı olarak normallik varsayımı Shapiro Wilk testi ile kontrol edilmiştir. Normal dağılıma sahip olmayan iki grubun ortalamalarının karşılaştırılması için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan üç ve daha fazla grubun ortalamalarının karşılaştırılması için Kruskal Wallis testi yapılmıştır. Farkı yaratan grup ya da grupların ortaya çıkartılması için Post Hoc Bonferroni testi uygulanmıştır ve $p \leq 0,05$ anlamlılık düzeyi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Araştırmamızda 4 farklı marka monolitik zirkonya örneğe; polisaj ve glaze olmak üzere iki farklı yüzey bitim işlemi sonrası, fırçalama simülasyonu uygulanmıştır. Örnek yüzeyleri simülasyon öncesi ve sonrasında analiz edilmiştir. Topografik analiz için optik profilometre ve AFM ölçüm yöntemleri kullanılmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4.1 Optik Profilometre Sonuçları ve Analizi

Tüm monolitik zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğü optik profilometre kullanılarak ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerinin belirlenmesi için her bir ölçümden önce profilometre cihazı kalibre edilmiştir. Ortalama yüzey pürüzlülüğünün (R_a) ve en yüksek tepeler ile en derin vadiler arası mesafenin (P_v) belirlenmesi için örnek yüzeylerinde 5 farklı noktadan ölçüm gerçekleştirilmiştir. Elde edilen değerlerin matematiksel ortalamaları alınarak, her bir yüzey için ortalama R_a ve P_v değerleri hesaplanmıştır.

Tablo 4.1. Tüm grupların alt sınır, üst sınır ve ortalama Ra değerleri (μm)

Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	Alt sınır	Üst sınır
DG	0,93 $\pm$ 0,3	0,65	1,25
DP	0,85 $\pm$ 0,1	0,75	0,96
KG	0,65 $\pm$ 0,09	0,55	0,75
KP	0,92 $\pm$ 0,2	0,70	1,15
VG	0,70 $\pm$ 0,1	0,60	0,80
VP	0,47 $\pm$ 0,1	0,35	0,59
ZG	0,80 $\pm$ 0,1	0,72	0,93
ZP	0,66 $\pm$ 0,1	0,55	0,78
DGF	0,72 $\pm$ 0,03	0,66	0,75
DPF	0,60 $\pm$ 0,05	0,56	0,65
KGF	0,63 $\pm$ 0,07	0,55	0,70
KPF	0,82 $\pm$ 0,2	0,62	1,05
VGF	0,34 $\pm$ 0,05	0,27	0,40
VPF	0,24 $\pm$ 0,05	0,18	0,30
ZGF	0,70 $\pm$ 0,07	0,63	0,80
ZPF	0,63 $\pm$ 0,2	0,40	0,85

DDcube markasında fırçalanmış ve fırçalanmamış örnekler için glazeli ya da polisajlı olmasına göre elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasında fark olduğu hipotezini test etmek için varsayımlar kontrol edilmiştir. Varsayımlar karşılanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Analiz sonucuna göre DDCube markasında fırçalanmış örneklerde Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre sıra ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p>0,05$). DDCube markasında fırçalanmamış örneklerde Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilememiştir ($p>0,05$). (Tablo 4.2.)

Tablo 4.2. DDcube örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	DG	0,93 $\pm$ 0,3	,955
	DP	0,85 $\pm$ 0,1	
	DGF	0,72 $\pm$ 0,03	,754
	DPF	0,60 $\pm$ 0,05	
Pv	DG	7,35 $\pm$ 0,9	,329
	DP	7,73 $\pm$ 0,6	
	DGF	5,22 $\pm$ 0,6	,537
	DPF	4,80 $\pm$ 0,1	

* $p \leq 0,05$

Katana markasında fırçalanmamış ve fırçalanmış örneklerde glazeli ya da polisajlı olmasına göre elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasında fark olduğu hipotezini test etmek için varsayımlar kontrol edilmiştir. Varsayımlar karşılanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Analiz sonucuna göre Katana markasında fırçalanmamış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olması göre sıra ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). Katana markasında fırçalanmış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). (Tablo 4.2.)

Tablo 4.3. Katana örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	KG	0,65 $\pm$ 0,09	,694
	KP	0,92 $\pm$ 0,2	
	KGF	0,63 $\pm$ 0,07	,481
	KPF	0,82 $\pm$ 0,2	
Pv	KG	7,04 $\pm$ 1,2	,429
	KP	5,63 $\pm$ 2,5	
	KGF	4,54 $\pm$ 0,7	,177
	KPF	3,17 $\pm$ 1,7	

* $p \leq 0,05$

Vita markasında fırçalanmış ve fırçalanmamış örneklerde glazeli ya da polisajlı olmasına göre elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasında fark olduğu hipotezini test etmek için varsayımlar kontrol edilmiştir. Varsayımlar karşılanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Analiz sonucuna göre Vita markasında fırçalanmış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). Vita markasında fırçalanmamış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). (Tablo 4.4.)

Tablo 4.4. Vita örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	VG	$0,70 \pm 0,1$	,867
	VP	$0,47 \pm 0,1$	
	VGF	$0,34 \pm 0,05$	,180
	VPF	$0,24 \pm 0,05$	
Pv	VG	$1,90 \pm 0,6$	,931
	VP	$2 \pm 0,8$	
	VGF	$1,62 \pm 0,6$	,537
	VPF	$1,30 \pm 0,1$	

* $p \leq 0,05$

ZirCAD markasında fırçalanmış ve fırçalanmamış örneklerde glazeli ya da polisajlı olmasına göre elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasında fark olduğu hipotezini test etmek için varsayımlar kontrol edilmiştir. Varsayımlar karşılanmadığı için Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Analiz sonucuna göre ZirCAD markasında fırçalanmış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). ZirCAD markasında fırçalanmamış örneklerdeki Ra ve Pv ölçümlerinin cilalı ya da polisajlı olmasına göre ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0,05$). (Tablo 4.5.)

Tablo 4.5. ZirCAD örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	ZG	0,80 $\pm$ 0,1	,152
	ZP	0,66 $\pm$ 0,1	
	ZGF	0,70 $\pm$ 0,07	,536
	ZPF	0,63 $\pm$ 0,2	
Pv	ZG	3,17 $\pm$ 1,3	,662
	ZP	3,04 $\pm$ 1,4	
	ZGF	1,70 $\pm$ 0,6	1,000
	ZPF	2,10 $\pm$ 1,5	

* $p \leq 0,05$

Glaze uygulanan ve fırçalanmamış örneklerin markalara göre elde edilen ölçümlerin ortalamaları arasında fark olduğu hipotezini test etmek için varsayımlar kontrol edilmiştir. Varsayımlar karşılanmadığı için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Analiz sonucunda fırçalanmamış ve cilalı örnekleme markalara göre Ra ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememiştir ($p > 0,05$). Fırçalanmamış ve cilalı örneklerde markalara göre Pv ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Farkı yaratan grup ya da grupların analizi için Bonferroni testi uygulanmıştır. Buna göre VG ile KG ve VG ile DG ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ($p = ,003$ ve $p = ,003$). Katana ve DDCube markalarına ait glaze uygulanmış örneklerdeki Pv ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı biçimde Vita markasına ait glaze uygulanmış örneklerin Pv ortalamasından daha yüksek bulunmuştur. (Tablo 4.6. Şekil 4.1.)

Tablo 4.6. Glaze uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma öncesi karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup İsmi	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	DG	0,93 $\pm$ 0,3	,219
	KG	0,65 $\pm$ 0,09	
	VG	0,70 $\pm$ 0,13	
	ZG	0,80 $\pm$ 0,12	
Pv	DG	7,35 $\pm$ 0,9	,003*
	KG	7,04 $\pm$ 1,2	
	VG	1,90 $\pm$ 0,6	
	ZG	3,17 $\pm$ 1,3	

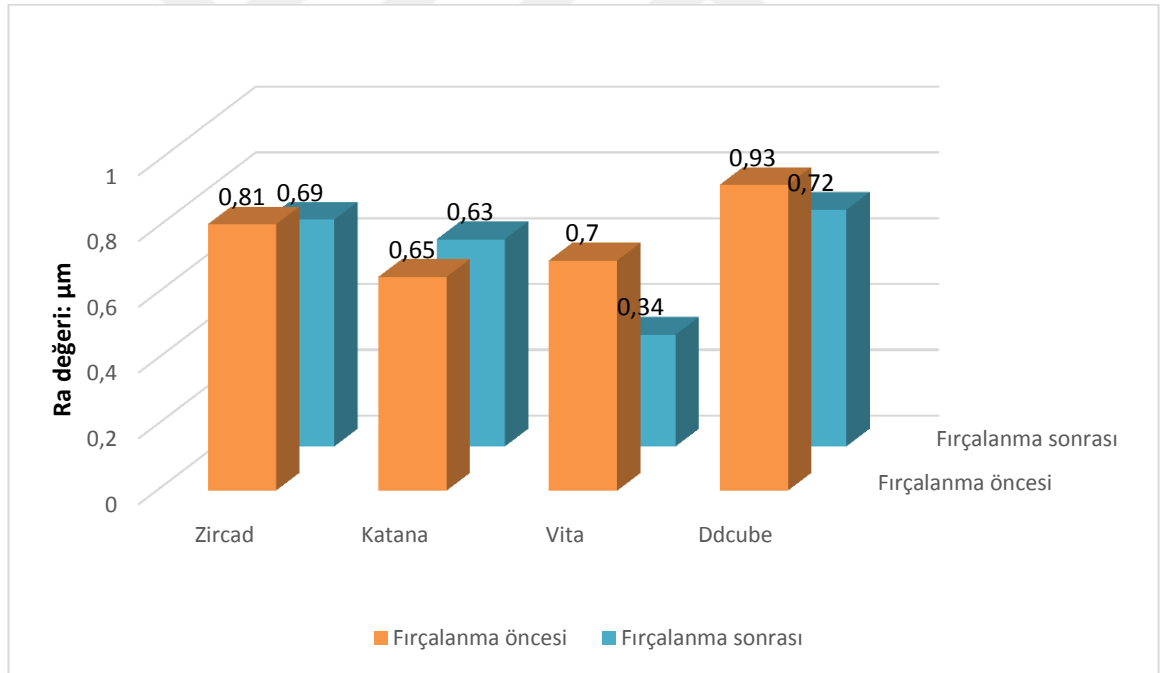
*p $\leq$ 0,05

Glaze uygulanan ve fırçalanmış örneklerin markalara göre Ra ölçümlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememiştir (p>0,05). Fırçalanmış ve cilalı örnekleme markalara göre Pv ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p $\leq$ 0,05). Farkı yaratan grup ya da grupların analizi için Bonferroni testi uygulanmıştır. Buna göre DGF ile VGF ve DGF ile ZGF grup ortalamaları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir (p=,004 ve p=,004). DDcube markasına ait glaze uygulanmış sonrasında fırçalanmış örneklerdeki Pv ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı biçimde Vita ve ZirCAD markalarına ait glaze uygulanmış sonrasında fırçalanmış örneklerin Pv ortalamasından daha yüksek bulunmuştur. (Tablo 4.7. Şekil 4.1.)

Tablo 4.7. Glaze uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalama sonrası karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	DGF	0,72 $\pm$ 0,03	,090
	KGF	0,63 $\pm$ 0,06	
	VGF	0,34 $\pm$ 0,05	
	ZGF	0,70 $\pm$ 0,07	
Pv	DGF	5,22 $\pm$ 0,5	,004*
	KGF	4,54 $\pm$ 0,7	
	VGF	1,62 $\pm$ 0,6	
	ZGF	1,65 $\pm$ 0,6	

*p $\leq$ 0,05



Şekil 4.1. Glaze uygulanmış örneklerin fırçalama öncesi ve sonrası Ra grafiği

Fırçalanmamış ve polisajlı örneklerin markalara göre Ra ölçümlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilememiştir ($p>0,05$). Fırçalanmamış ve polisajlı örneklerin markalara göre Pv ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Farkı yaratan grup ya da grupların analizi için Bonferroni testi uygulanmıştır. Buna göre VP grubunun ortalaması ile diğer grupların ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=,004$). Diğer grupların Pv ortalamaları Vita marka polisajlı örneklerin Pv ortalamasından daha yüksek bulunmuştur. (Tablo 4.8. ve Şekil 4.2.)

Tablo 4.8. Polisaj uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma öncesi karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup	Ortalama $\pm$ standart sapma	P
Ra	DP	0,85 $\pm$ 0,1	,123
	KP	0,92 $\pm$ 0,2	
	VP	0,47 $\pm$ 0,1	
	ZP	0,65 $\pm$ 0,1	
Pv	DP	7,73 $\pm$ 0,5	,007*
	KP	5,63 $\pm$ 2,5	
	VP	2,02 $\pm$ 0,8	
	ZP	3,04 $\pm$ 1,3	

* $p\leq 0,05$

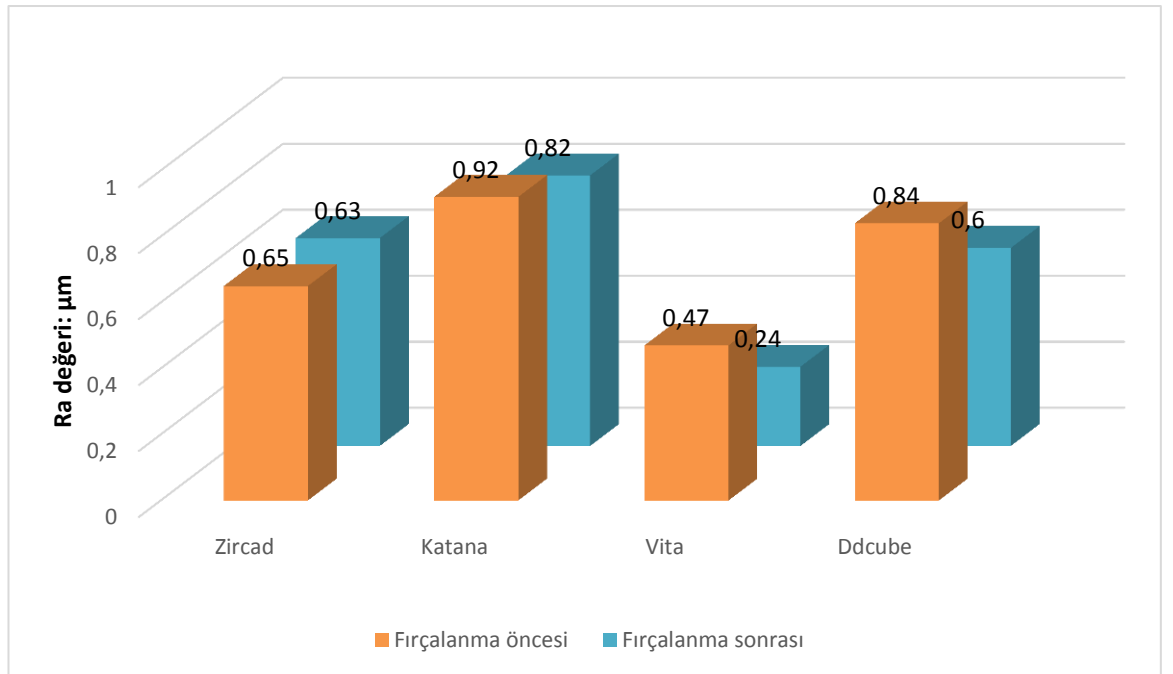
Fırçalanmış ve polisajlı örneklerin markalara göre Ra ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Farkı yaratan grup ya da grupların analizi için Bonferroni testi yapılmıştır. Buna göre VPF grubu Ra ortalaması ile diğer 3 grubun Ra ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=,030$). Diğer 3 grubun Ra ortalamasının Vita ortalamasından daha yüksek olduğu söylenebilir. Fırçalanmış ve polisajlı örnekleme markalara göre Pv ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Farkı yaratan grup ya da grupların analizi için Bonferroni testi yapılmıştır. VPF

grubu ortalaması ile DPF grubu ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=,008$). DDcube marka fırçalanmış ve polisajlı örneklerin Pv ortalamasının Vita marka fırçalanmış ve polisajlı örneklerin Pv ortalamasından daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. (Tablo 4.9. ve Şekil 4.2.)

Tablo 4.9. Polisaj uygulanan örneklerin Ra ve Pv ölçüm parametrelerinin fırçalanma sonrası karşılaştırılması

Ölçüm Parametresi	Grup	Ortalama $\pm$ Standart Sapma	P
Ra	DPF	0,60 $\pm$ 0,05	,004*
	KPF	0,82 $\pm$ 0,2	
	VPF	0,24 $\pm$ 0,05	
	ZPF	0,63 $\pm$ 0,15	
Pv	DPF	4,77 $\pm$ 0,9	,009*
	KPF	3,17 $\pm$ 1,6	
	VPF	1,30 $\pm$ 0,1	
	ZPF	2,10 $\pm$ 1,5	

* $p \leq 0,05$

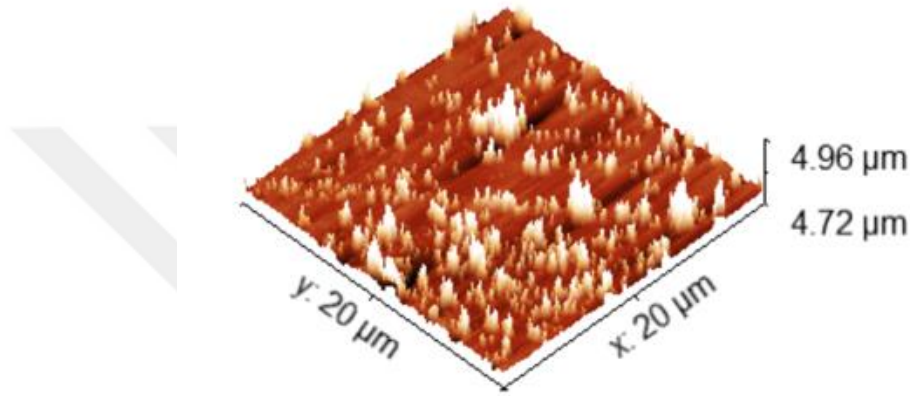


Şekil 4.2. Polisaj uygulanmış örneklerin fırçalanma öncesi ve sonrası Ra değerleri grafiği

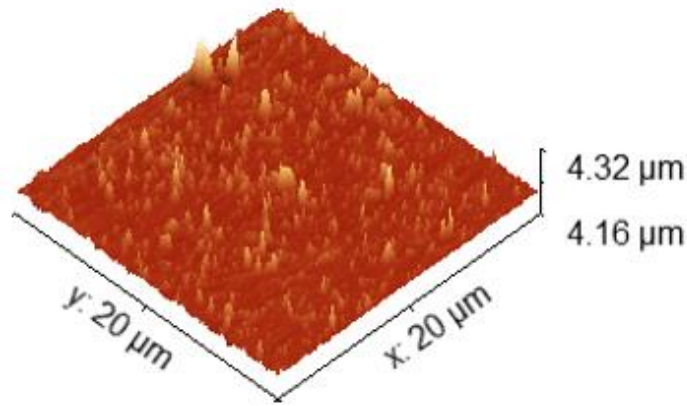
4.2 AFM Görüntüleri ve Sonuçları

Yüzey pürüzlülüğü atomik güç mikroskobu MPF-3D Origin AFM (Oxford Şirketi, Oxford, Abington, Birleşik Krallık) ile ölçülmüştür ve 3 boyutlu olarak örnek yüzey topografisi elde edilmiştir.

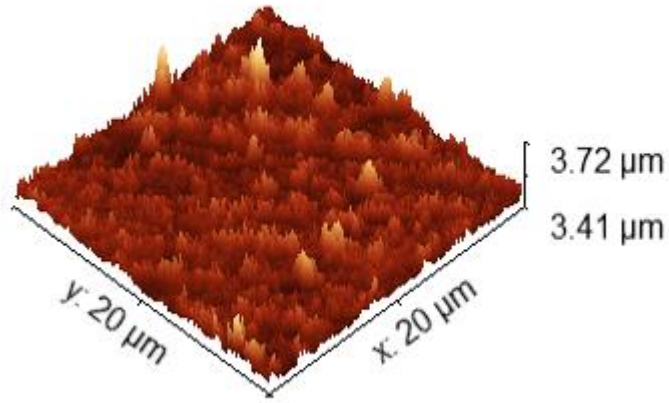
DdCube örneklerinde polisaj ve glaze uygulaması yapılmış yüzeylerin fırçalama öncesi ve sonrası AFM görüntüleri ve yorumları aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir; (Şekil 4.3., Şekil 4.4., Şekil 4.5., Şekil 4.6.)



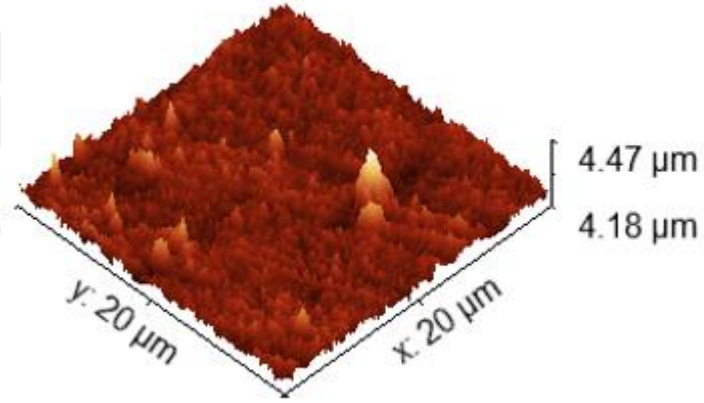
Şekil 4.3. DG grubu örneğin AFM görüntüsü; düz bir sahada, sıkıca yerleşim ve küçük çapta çıkıntılar vardır. Ra: 0,95µm.



Şekil 4.4. DGF grubu örneğin AFM görüntüsü; düz bir sahada, sıkıca yerleşim ve küçük çapta dikensi çıkıntılar vardır. Fırçalama öncesine göre çıkıntı tepeleri daha alçak seyretmektedir. Ra: 0,88µm.

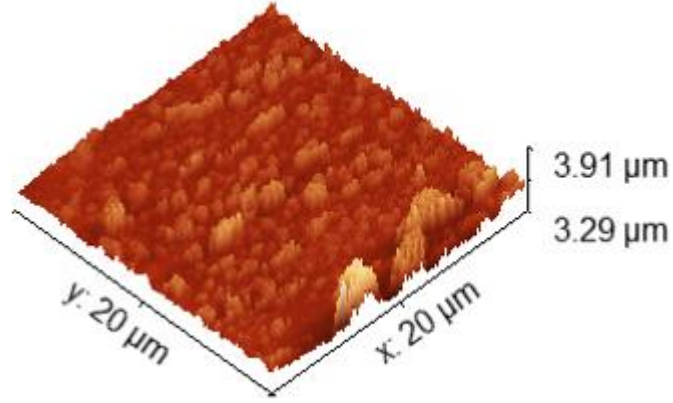


Şekil 4.5. DP grubu örneğin AFM görüntüsü; dikenimsi, farklı çapta ve yükseklikte, sıkı sıklığa yerleşmiş tepeler ve pürüzlü bir yüzey vardır. R_a : 0,9 μm .

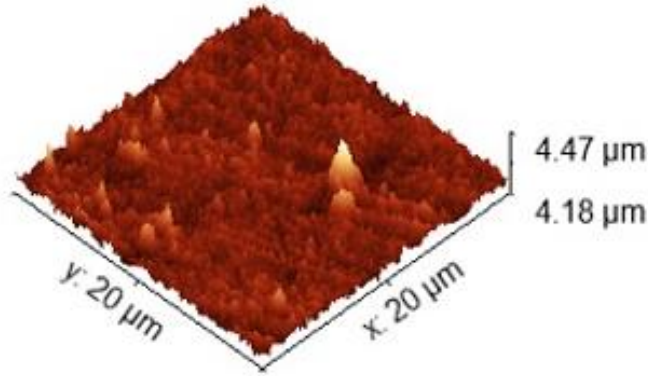


Şekil 4.6. DPF grubu örneğin AFM görüntüsü; düz bir sahada, dikenimsi, az sıklıkta yerleşmiş küçük çapta çıkıntılar vardır. R_a : 1 μm .

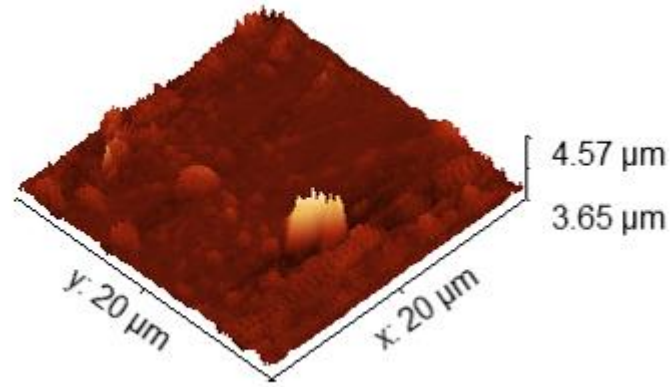
Katana örneklerinde polisaj ve glaze uygulaması yapılmış yüzeylerin fırçalama öncesi ve sonrası AFM görüntüleri ve yorumları aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir; (Şekil 4.7., Şekil 4.8., Şekil 4.9., Şekil 4.10.)



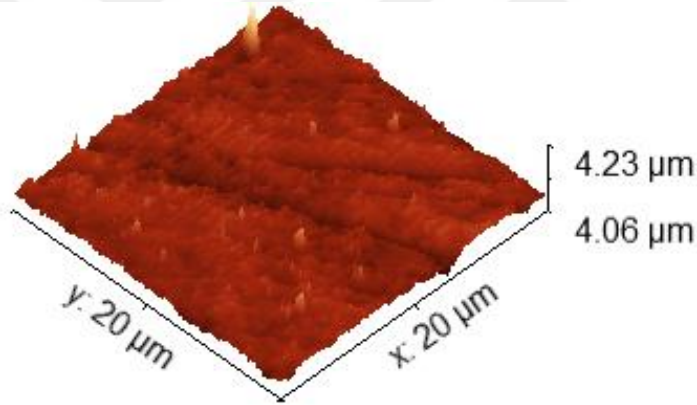
Şekil 4.7. KG grubu örneğin AFM görüntüsü; düz bir alanda, küçük çapta, kısa boyutta yaygın çıkıntılar vardır. Ra: 0,58 µm.



Şekil 4.8. KGF grubu örneğin AFM görüntüsü; yaygın şekilde, pürüzlü bir yüzeyde, belli bölgelerde, keskin, pürüzlü tepeler vardır. Ra: 0,55µm.

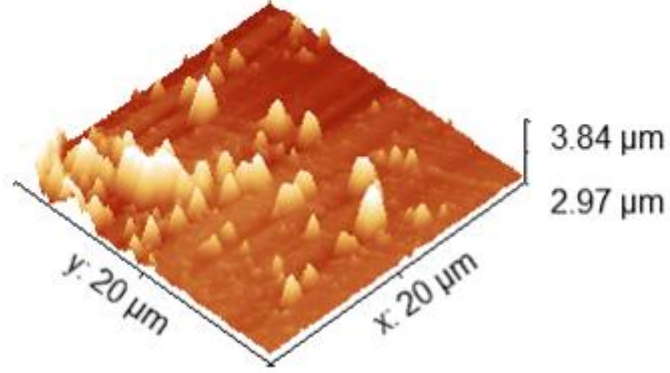


Şekil 4.9. KP grubu örneğin AFM görüntüsü; taranan sahanın büyük bir kısmı, düz ve pürüzsüzken, geri kalan kısımlar ise oldukça pürüzlüdür. Ra: 0,30μm.

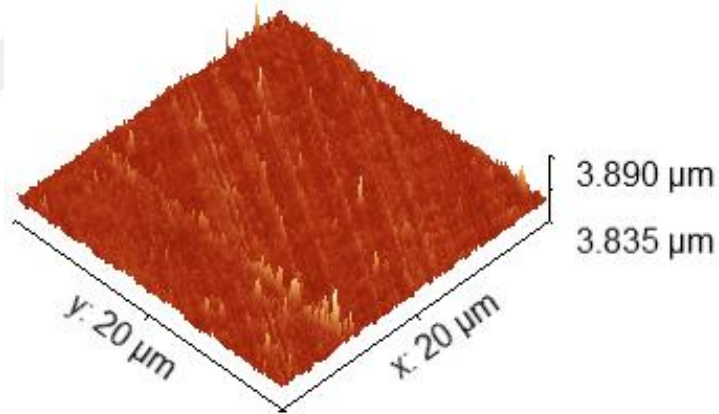


Şekil 4.10. KPF grubu örneğin AFM görüntüsü; yüzey bir kısım tepeler dışında oldukça pürüzsüzdür. Ra:0,5μm.

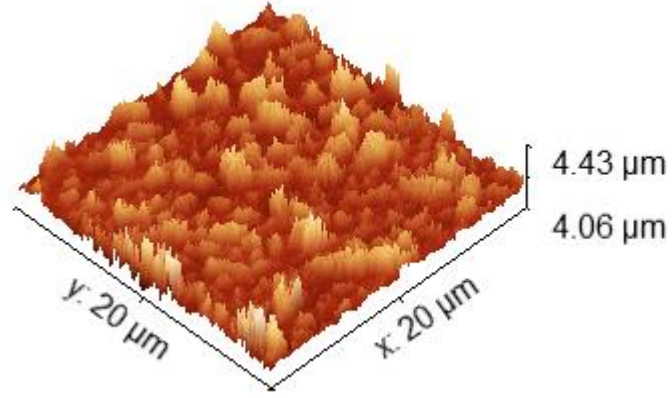
Vita örneklerinde polisaj ve glaze uygulaması yapılmış yüzeylerin fırçalama öncesi ve sonrası AFM görüntüleri ve yorumları aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir; (Şekil 4.11., Şekil 4.12., Şekil 4.13., Şekil 4.14.)



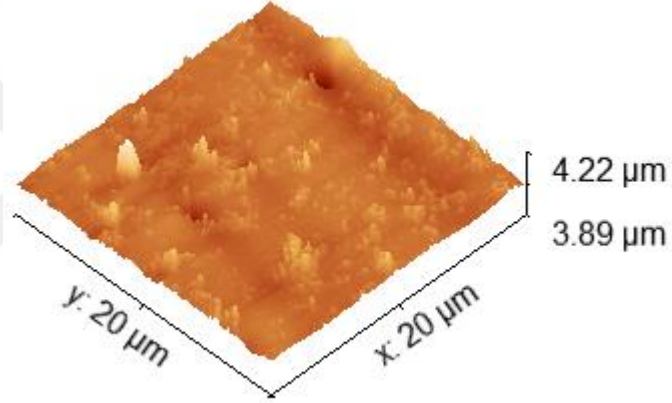
Şekil 4.11. VG grubu örneğin AFM görüntüsü; taranan sahanın bir kısmı düzgün ve pürüzsüzken, diğer kısmında yer yer basamaklı geniş çapta çıkıntılar vardır. Ra: 0,38µm.



Şekil 4.12. VGF grubu örneğin AFM görüntüsü; düzgün, pürüzsüz bir yüzey vardır. Ra: 0,17µm.

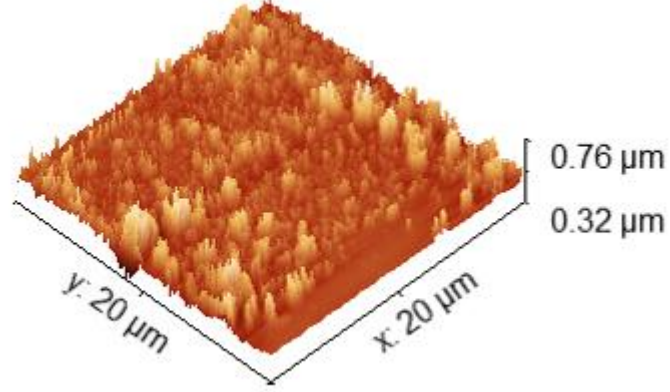


Şekil 4.13. VP grubu örneğin AFM görüntüsü; düz bir saha üzerinde dikenimsi, benzer şekilde ve yüksekliklere sahip, sıkı sıkıya yerleşmiş tepeler ve pürüzlü bir yüzey vardır. Ra: 0,36 μm .

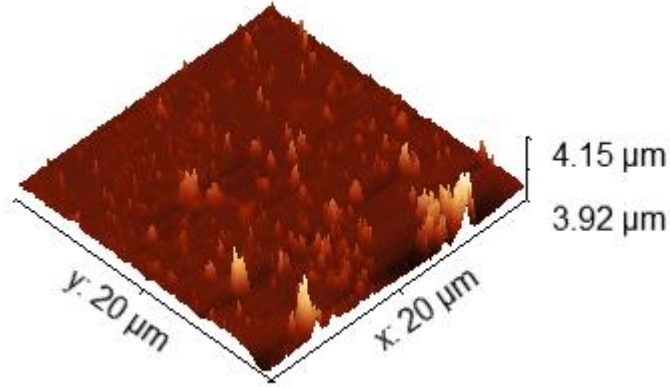


Şekil 4.14. VPF grubu örneğin AFM görüntüsü; düzgün dağılan dikensi tepelere sahip, az dalgalı bir görüntüsü vardır. Ra: 0,26 μm .

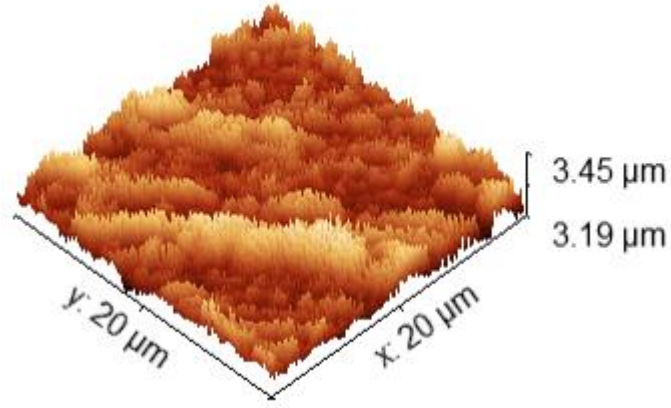
ZirCAD örneklerinde polisaj ve glaze uygulaması yapılmış yüzeylerin fırçalama öncesi ve sonrası AFM görüntüleri ve yorumları aşağıdaki resimlerde sırasıyla verilmiştir; (Şekil 4.15., Şekil 4.16., Şekil 4.17., Şekil 4.18.)



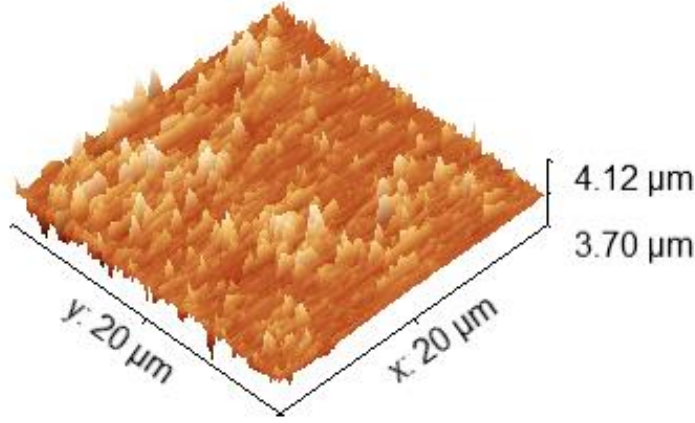
Şekil 4.15. ZG grubu örneğin AFM görüntüsü; tüm yüzey pürüzlüdür ve sıkı sıkıya yerleşmiş girinti ve çıkıntılar vardır. Ra: 0,36µm.



Şekil 4.16. ZGF grubu örneğin AFM görüntüsü; düzgün bir yüzey üzerinde dağınık ve seyrek bir şekilde uzanan keskin tepeler. Ra: 0,52 µm.



Şekil 4.17. ZP grubu örneğin AFM görüntüsü; düzensizce, dalga formunda, farklı yükseklikte, bant ve şerit halinde yerleşmiş pürüzlü alanlar vardır. Ra: 0,27μm.



Şekil 4.18. ZPF grubu örneğin AFM görüntüsü; tüm yüzey pürüzlüdür ve sıkı sıkıya yerleşmiş girinti ve çıkıntılar vardır. Ra: 0,23μm.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada CAD/CAM ile üretilen 5Y-TZP zirkonya örneklerle (Katana, Vita, Ivoclar ZirCad, Dental Direkt) glaze ve polisaj olmak üzere iki farklı yüzey bitirme işlemi sonrasında fırçalama simülasyonu uygulamanın, materyallerin yüzey topoğrafyasında oluşturduğu değişimin incelenmesi amaçlanmıştır.

Fırçalama işlemi yapılan örneklerde ortalama pürüzlülük verisini gösteren Ra değeri her iki yüzey işlemi uygulamasında da istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p > 0,05$), ancak en yüksek tepeler ile en derin vadilerin arasındaki mesafe olan Pv değeri istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklılık göstermiştir ($p \leq 0,05$) Bu nedenle başlangıç hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar, oldukça hassas bir prosedür ile hazırlansalarda ağız içinde uyumlama gereksinimi duyulabilir. Pürüzsüzlüğü kaybolan yüzeylerin ise polisaj sistemi veya glaze işlemi ile tekrar pürüzsüz hale getirilmesi gerekmektedir (98). Buna ilave olarak hasta ağızında mevcut olan zirkonya restorasyon, asidik fosfat florid içeren gıdalar, karbonatlı içecekler ya da çiğneme sırasında oluşan kuvvetler nedenleriyle de yüzey özelliklerini kaybetmiş olabilir. Pürüzlü hale gelen zirkonya yüzeylerinde yapılan yeniden bitirme-parlatma işlemleri, karşıt dişlerde aşınmayı azaltacak, leke oluşumunu, plak ve diştaşı birikimini engelleyerek, ideal biyolojik ve estetik kriterlerin devamlılığını sağlayacaktır. Ayrıca zirkonya restorasyonlarda çatlak sonrasında gözlenebilecek olası kırık oluşma riskini azaltacaktır (7,16,100,116–120).

Ağız içi uyumlamalar sonrası pürüzlenen yüzeyler, karşıt diş minesinde veya karşıt restorasyon yüzeyinde aşınmaya yol açabilir (98,121,122). Ağız içi okluzal uyumlamalar sonucu oluşan yüzey pürüzlülüğünün polisaj uygulaması ile azaldığını bilinmektedir (97). Karşıt diş minesinde veya restorasyon yüzeyinde oluşabilecek aşınmayı minimum düzeye indirmek için, pürüzlenen bölgelere mutlaka glaze veya polisaj uygulaması yapılmalıdır (123). Bununla birlikte polisaj uygulamasının glaze uygulamasına kıyasla daha etkin olduğunu gösteren çalışmalarda mevcuttur. Khayat ve ark. (12), polisaj ve glaze

uygulamalarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, monolitik zirkonyada polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki sonuçlarını glaze uygulanmış örneklerin sonuçlarına benzer bulsalarda, araştırmacılara göre polisaj işlemi, zirkonyanın yaşlanması ile birlikte hızlanan ve artan pürüzlülük miktarını azaltırken, glaze sonrası pürüzlülük değeri önemli derecede artmıştır (12). Benzer şekilde, Kurt ve ark. (65), monolitik zirkonya restorasyonlara sadece glaze uygulanmasının karşıt dişte aşınmayı engellediğine dair kesin kanıt bulunmadığını, glaze tabakasının çabuk aşınmasının da alttaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasına yol açtığını bildirmiştir. Bununla birlikte restorasyonun yüksek çiğneme basıncı alan bölgelerde daha uzun süreyle pürüzsüz kalabilmesi amacıyla glaze öncesi polisajın yapılması gerektiği bildirilmiştir (65). Bu çalışmada ayrıca, polisaj uygulanan monolitik zirkonyanın, glaze uygulanan monolitik zirkonyaya kıyasla karşıt minede daha az aşındırıcı kuvvetlere yol açtığını belirtilmiştir (65). Benzer şekilde birçok çalışmada da, polisaj uygulanmış zirkonyanın, glaze uygulanmış zirkonyaya göre daha pürüzsüz olduğu ve glaze işleminden önce rutin olarak polisaj işleminin yapılması gerektiği belirtilmiştir (97,126). Mohammadi-Bassir ve ark. (125) hasta başında uygulanan uyumlama işlemlerinden sonra doğru bir polisaj uygulamanın, zirkonya restorasyonlar için yeterli olabileceğini ve tekrar glaze işleminin uygulanmasının gerekli olmadığını bildirmişlerdir. Yapılan diğer çalışmalarda da, okluzal uyumlamayla ortaya çıkan kusurları kompanse etmek amacıyla, monolitik zirkonya restorasyonların yüzeyinin zirkonya polisaj sistemleri ile pürüzsüzleştirilmesinin gerektiği vurgulanmıştır (97,124,127).

Uzun dönem klinik başarı göz önüne alındığında başlangıçta oluşturulan yüzey pürüzsüzlüğünün önemli olduğu ölçüde, elde edilen bu durumun devamlılığı da önemlidir (125). Y-TZP seramiklerinin polikristalin yapıda olması nedeniyle, bu tabakalar (Y-TZP seramikleri ve glaze tabakası) arasında yeterli bir bağlanma elde etmenin güç olduğu bilinmektedir (128). Heintze ve ark. (124), okluzal kuvvetlere maruz kalan glaze uygulanmış yüzeylerin polisajlanmış yüzeylere göre daha çok aşındığını bildirmiştir. Glaze uygulanmış restorasyonlarda fonksiyon halinde glaze tabakasının kalıcılığı ve sürdürülebilirliği tartışma konusudur (124). Etman ve ark. (125), oklüzal kuvvetler altındaki restorasyonların glaze tabakasının ilk 6 ay içerisinde yıpranabildiğini buna bağlı da karşıt dişlerde aşınmanın meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Sonuç olarak, glaze işlemi yapılan monolitik zirkonya restorasyonların uzun süreli kullanımda asidik fosfat florid içeren gıdalar, karbonatlı içecekler ya da çiğneme sırasında oluşan kuvvetler sebebiyle yüzey pürüzsüzlüğünün azaldığı kanısı ortaya çıkmıştır (83,124,125,129). Ancak literatürde, diş fırçalama işleminin, monolitik zirkonya restorasyonların glaze uygulanmış yüzeylerinde ne yönde bir topoğrafik değişim oluşturduğu ile ilgili yeterli sayıda çalışmaya rastlanamamıştır. Bu nedenle çalışmamızda diş fırçalama ile oluşan mekanik abraziv kuvvetlerin bu farklı yüzeylerde oluşturacağı etkiyi değerlendirmek amaçlanmıştır.

Restorasyonlarda okluzal uyumlama ve kontur düzeltmeleri yapılırken elmas frezler kullanılmaktadır, sonrasında pürüzlülüğü azaltmak amacıyla polisaj işlemi gerçekleştirilirken elmas içerikli lastikler uygulanır (91,130). Bazı çalışmalarda ise ardışık parlatma yönteminde, lastik uygulaması sonrası elmas pat kullanılmıştır (88,131,132). İncesu ve ark. (13), 60 monolitik zirkonya örnek üzerinde yaptıkları çalışmada, 4 farklı seramik polisaj sistemi (OptraFine, Shofu, Meisinger, Komet) ve glaze uyguladıkları yüzeyleri, AFM ve profilometre kullanarak karşılaştırmıştır. Bu çalışmada Optrafine marka polisaj seti kullanılan yüzeyler en az pürüzlü olarak ölçülmüştür. Glaze uygulanan örnekler ise ikinci en az pürüzlü yüzey olarak tespit edilmiştir (13). Benzer şekilde Vichi ve ark.(133) CAD/CAM sistemlerle üretilen silika bazlı seramikler üzerinde yaptıkları çalışmada farklı polisaj setleri ve glaze uygulanmış restorasyon yüzeylerini karşılaştırmışlar ve OptraFine polisaj seti uygulanan yüzeyleri en pürüzsüz yüzeyler olarak rapor etmişlerdir.

OptraFine setinde, kullanılan lastikler yüzeye göre seçilmesi amacıyla 3 farklı şekilde tasarlanıp, titanyum dioksit ve ince grenli elmas partikülleri ile kaplanmıştır. Üretici firma, ince grenli diskler sayesinde dental restoratif materyallerin yüzeyinin iyi ölçüde parlatılabileceğini savunmaktadır. En iyi sonucu almak için sırasıyla, önce açık gri renkli, kaba grenli bitirme lastiği su eşliğinde manuel olarak kullanılır, sonrasında ince grenli koyu gri polisaj lastiği yine su eşliğinde ve parmak basıncı ile kullanılır, en son ise naylon fırça ile çok ince elmas granüller içeren polisaj patı kuru ortamda manuel olarak

uygulanır. Etkinliğinin yapılan çalışmalarda gösterilmesi ve kullanım kolaylığı sebebiyle çalışmamızda mekanik parlatma amacıyla, OptraFine bitirme ve parlatma seti tercih edilmiştir.

Bu çalışmada, farklı yüzey işlemleri uygulanan monolitik zirkonya örneklerin yüzey topografisinin fırçalama simülasyonu sonrası değişimi incelenmiştir. Fırçalama simülasyonu yapılmış benzer çalışmalar değerlendirildiğinde; Pinelli ve ark. (134), monolitik zirkonya örnekleri distile su, diş macunu ve beyazlatıcı özellikteki diş macunu ile on yıllık fırçalama simülasyonuna tabi tutmuşlardır. Beyazlatıcı diş macununun restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünü azaltırken, geleneksel diş macununun yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gözlenmiştir. Yuan ve ark. (113), zirkonya ile güçlendirilmiş seramik örneklerle, fırçalama ve termal siklus uygulamıştır. Aynı çalışmada örneklerle fırçalama yapılırken 2.45 N vertikal kuvvet uygulanırken, beş yıllık fırçalamayı taklit etmek için bloklara 50.000 fırça darbesi uygulanmıştır (113). Lira ve ark. (114) ise iki yıllık fırçalamayı taklit etmek için örneklerle 2.5 N vertikal kuvvet ile 20.000 fırça darbesi uygulamıştır.

Yapmış olduğumuz bu çalışmada, Yuan ve ark.'ın (113) ilk yüzey pürüzlülüğü ve renk değişiminin ortaya çıktığını düşündükleri süre olan beş yıllık diş fırçalama süresi taklit edilmiştir. Bu nedenle, monolitik zirkonya örnekler üzerinde fırçalama simülasyonu, dakikada 120 fırça darbesi olmak üzere blok başına 2.5 N kuvvet uygulanarak beş yıllık fırçalamaya eşdeğer 50.000 fırça darbesi şeklinde uygulanmıştır. Fırçalama simülatörü aynı anda 4 örnek üstünde çalışmaktadır. Her 50.000 fırça darbesi sonrasında diş fırçaları değiştirilmiş ve cihazın bakımı yapılmıştır. Kullanılan diş macunu distile su solüsyonu 25.000 fırça darbesinde bir yenilenmiştir, yenileme sırasında zirkonya bloklar fırçalama makinesindeki yerlerinden çıkarılıp distile su ile temizlenmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü profilometre, AFM, optik ve taramalı elektron mikroskopu gibi cihazlarla değerlendirilebilir. Bu yöntemlerin her birinin kendine ait farklı avantajları olmakla beraber birlikte kullanılmaları optimum sonucu verecektir. Bir yöntemle elde edilen bulguların başka bir yöntemle ya da yöntemlerle kıyaslanması, daha hatasız verilerin

elde edilmesini ve amaca daha iyi biçimde ulaşılmasını sağlar. Profilometreye kıyasla SEM ve AFM gibi yöntemler daha ayrıntılı yüzey bilgisi verdiğiinden, profilometre bulgularının bu tip yöntemlerle takviye edilmesi yararlı görülmektedir (16,74,91,106). Profilometre ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünün ortalama değeri olan Ra parametresi, zirkonya örneklerinin yüzey dokusunu tanımlamak için kullanılır. Bu parametre, bir yüzeyin genel pürüzlülüğünü açıklar ve ölçüm uzunluğundaki pürüzlülük profilinin tüm mutlak mesafelerinin aritmetik ortalama değeri olarak tanımlanabilir (106).

Profilometre verimli ve hatasız bir biçimde yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapabilmesi, tekrarlanan fırınlama çalışmalarında kullanışlı olması, istatistiksel analize uygunluğu, Ra değerini rakamsal olarak vermesi, kullanımının kolay olması ve sık kullanılan geleneksel metodlardan biri olması nedeniyle bu çalışmada yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde ana yöntem olarak seçilmiştir (135).

Zirkonya ve seramik yüzeylerin AFM ile gözlenmesi, daha iyi bir çözünürlüğe sahip üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar. Görsel değerlendirme ve profilometre ile mukayese edildiğinde AFM daha fazla ayrıntı verir (1,136,137). SEM'in aksine AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda incelenecek yüzey önceden kaplanmadan doğrudan doğruya gözlem yapılabilir. AFM yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak vermekle birlikte üç boyutlu, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmekte kullanılır. Tarama yapılan saha diğer yöntemlere göre küçük bir alan olması, tekrar edilen gözlemlerde aynı alanı yeniden bulmanın zorluğu AFM'nin dezavantajı olarak sayılabilir (1,138,139).

Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğünü görsel olarak değerlendiren profilometre yönteminin yanı sıra AFM cihazı da kullanılmıştır. Genel olarak, diş hekimliği literatürü incelendiğinde birçok farklı materyallerin AFM ile değerlendirildiği görülmektedir (138,139). Sorozini ve ark. (140), insan dişi minesindeki prizmaları inceledikleri çalışmada AFM kullanmışlardır. Fischer ve ark. (141) ise yaptıkları çalışmada sinterlenmiş 120 adet zirkonya blok yüzeyine polisaj frezlerinin etkisini SEM ve AFM kullanarak incelemiştir. Tholt ve ark. (1), dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçtükleri çalışmalarında, AllCeram, IPS Empress2 ve Vitadur Alpha üreticilerinde, mekanik polisaja kıyasla glaze

yönteminin etkinliğini AFM ve profilometre ölçüm yöntemlerini kullanarak değerlendirmişlerdir.

Çalışmamızda fırçalama simülasyonu sonrasında edinilen bulgular incelendiğinde, dikkate değer sonuçların ortaya çıktığını görülmektedir. Fırçalanmamış örneklerin pürüzlülük değerleri glazeli ya da polisajlı olmasına göre istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Benzer şekilde Gaonkar ve ark.'nın(142) yapmış olduğu monolitik zirkonya (Ceramill Zolid) üzerinde iki farklı polisaj kiti (Optrafine ve eZr) ve glaze uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmada, kullandıkları yöntemlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Bu sonuç, çalışmamızdaki fırçalanmamış glazeli ve polisajlı örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaması sonucu ile benzerlik göstermektedir. Bu nedenle, diş fırçalama gibi mekanik abraziv kuvvetlere maruz kalmadan önce hazırlanmış örneklerde glaze veya polisaj uygulanmasının benzer pürüzlülük değerleri ve yüzey özelliğine sahip olduğu kanısına varılmıştır.

Yapmış olduğumu bu çalışmada fırçalama işlemi, gerek polisaj gerekse glaze uygulanmış örneklerin ortalama pürüzlülük değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olmamıştır. Buna karşın, Lee ve Ark.(95) glaze ve polisaj uygulanmış 80 adet monolitik zirkonya (Rainbow Shade Block) örneği, farklı diş macunları kullanarak, 2 siklustan oluşan toplamda 17 yıla eşdeğer fırçalamaya tabi tutmuştur; çalışmadan elde edilen sonuçlara göre, kullanılan macunun içeriğinden bağımsız olarak, glaze uygulanmış grubun ortalama pürüzlülük değerleri, polisaj uygulanmış gruba göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ve glaze tabakasının 17 yıla eşdeğer olan fırçalama sonrasında degradasyona uğradığı rapor edilmiştir. Lee ve Ark.(95) çalışmalarında rotasyonel hareket eden otomatik diş fırçasını zirkonya yüzeylere sabit bir düzenekte uygulamıştır. Bizim çalışmamızda ise horizontal şekilde hareket eden diş fırçaları ve daha karmaşık bir düzenek kullanılmıştır. İki çalışma arasındaki farkın fırçalama düzeneklerinin, uygulanan sürelerin ve kullanılan monolitik zirkonya üreticilerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızdan elde edilen Pv değerine göre, fırçalama sonrası örneklerdeki en yüksek tepeler ile en derin vadiler arasındaki fark değeri azalmıştır. Bu da fırçalamanın, aşırı pürüzlü yüzeylerin daha pürüzsüz hale gelmesine sebep olduğunu bir diğer ifade ile en yüksek tepelerle en derin vadilerin arasındaki mesafenin azalmasına sebep olduğunu düşündürmektedir. Ancak bu azalma, ortalama pürüzlülük değerinde (Ra) bir değişikliğe yol açmamaktadır. Nima ve ark. (143) direkt ve indirekt kompozit rezin, hibrit seramik blok ve feldspatik seramik blokları 30.000 siklus ile fırçalama simülasyonu uyguladıkları çalışmada; fırçalama sonrası rezin içerikli materyallerin Ra değerinin arttığı ve feldspatik seramiğin Rv değerinin azaldığı rapor edilmiştir. Nima ve ark.'larının (143) yapmış olduğu çalışmadan ve çalışmamızdan elde edilen verilere göre mikrosertliği yüksek olan feldspatik seramik ve monolitik zirkonya gibi materyallerin en yüksek tepeler ve en düşük vadiler arasındaki mesafe olan Pv değerlerinin fırçalama ile azaldığı sonucu elde edilebilir.

Bu çalışmada, markalara göre elde edilen ölçümlerin, fırçalama öncesi ve sonrası ortalamaları arasında fark olduğu hipotezi test edilmiştir ve analiz sonucuna göre Katana ve DDcube ve ZirCAD gruplarına ait pürüzlülük ortalamasının Vita grubu ortalamalarından anlamlı olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0,05$). Vita grubu örneklerinin daha pürüzsüz yüzeylere sahip olması sonucunun, polisajlı yüzeylerin fırçalama sonrası çok düşük pürüzlülük değerleri göstermesinden kaynaklı olduğu kanısındayız. Fırçalama simülasyonu öncesi, yüzey pürüzlülük değerleri benzer olarak ölçülmüşken, fırçalama sonrasında en pürüzsüz yüzeyler Vita grubu örneklerine ait olmuştur. Tüm gruplarda fırçalamadan bağımsız olarak, polisaj uygulanmış örnekler, glaze uygulanmış örneklerle benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir, Vita grubu örneklerinde ise polisaj uygulanması, diğer markalarda polisaj uygulanmasından daha başarılı sonuçlar göstermektedir. Bu bilgilerin ışığında, monolitik zirkonya bloklarda polisaj işleminin etkinliğinin üretici firmaya göre değiştiği düşünülmektedir.

Restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün 0,2 μm büyük olması bakteri adezyonunu ve kolonizasyonunu arttırmaktadır (144). Bazı araştırmacılar monolitik zirkonya örneklerinde polisaj uygulamaları sonrası 0,06 μm ortalama pürüzlülük değerlerinin labaratuvar ortamında elde edilebileceğini savunmaktadırlar ancak diğer klinik çalışmalar monolitik

zirkonyanın yüzey özelliklerinden kaynaklı olarak bitirme ve polisaj sonrası bu yüzey pürüzlülük değerlerinin elde edilmesinin her zaman mümkün olmadığını savunmaktadırlar (159–161). Ertuğrul ve ark. (126) üç farklı içeriğe sahip zirkonya gruplarını ve 3 farklı yüzey uygulamasının etkileşiminin pürüzlülük üzerindeki etkisini araştırmıştır ve bu çalışmanın sonuçlarına göre 5Y-TZP örnek grubunda polisaj uygulanmış grup için ortalama Ra değerinin $0,33 \mu\text{m}$, glaze uygulanmış grupta ise bu değeri $0,55 \mu\text{m}$ olduğu saptanmıştır. Somacal ve ark. (145) monolitik Y-TZP zirkonya örneklerde farklı polisaj ve glaze yöntemlerini uyguladıkları çalışmada en düşük pürüzlülük değerini $0,56 \mu\text{m}$ olarak ölçmüşlerdir. Kou ve ark. (146) Sof-lex diskler (3M-ABD) kullanarak yaptıkları çalışmada ortalama Ra değerini $0,7 \mu\text{m}$ olarak ölçmüştür.

Yapmış olduğumuz bu çalışmada ise; yukarıda belirtilen çalışmalarla benzer veya daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Polisaj uygulaması sonrası elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri fırçalama öncesinde; DDcube: $0,85 \mu\text{m}$, Katana: $0,92 \mu\text{m}$, Vita: $0,47 \mu\text{m}$, ZirCad: $0,65 \mu\text{m}$ iken glaze uygulaması sonrası elde edilen fırçalama öncesi ortalama pürüzlülük değeri DDcube: $0,93 \mu\text{m}$, Katana: $0,65 \mu\text{m}$, Vita: $0,70 \mu\text{m}$, ZirCad: $0,80 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Polisaj uygulaması sonrası ise elde edilen ortalama pürüzlülük değeri fırçalama sonrasında DDcube: $0,60 \mu\text{m}$, Katana: $0,82 \mu\text{m}$, Vita: $0,24 \mu\text{m}$, ZirCad: $0,63 \mu\text{m}$, iken glaze uygulaması ve fırçalama sonrası elde edilen ortalama pürüzlülük değeri DDcube: $0,72 \mu\text{m}$, Katana: $0,63 \mu\text{m}$, Vita: $0,34 \mu\text{m}$, ZirCad: $0,70 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bununla birlikte en pürüzsüz yüzeyler, VPF grubunda görülmüştür ($0.24 \pm 0.05 \mu\text{m}$).

Lawson ve ark. (147) ise oldukça yüksek bir pürüzlülük değerini ölçtükleri çalışmalarında Dialite ZR polisaj kiti (Brasseler, ABD) uygulaması sonrası, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini $1.1 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Bu değer çalışmamızda KP grubuna ait, polisaj sonrası ölçülen en yüksek ortalama değer olan $0,92 \mu\text{m}$ 'den yüksektir. Yapmış olduğumuz bu çalışma ve diğer çalışmalarda elde edilen farklı ortalama pürüzlülük değerlerinin olası sebeplerinden biri, farklı glaze ve polisaj sistemlerinin kullanılması olabilir. Bir diğer sebep olarak ise kendi çalışmamızda da gözlemlediğimiz üzere farklı

Üreticiler tarafından üretilen monolitik zirkonya örneklerin polisaj ve glaze uygulaması sonrası birbirlerinden farklı yüzey pürüzlülük değerleri göstermesi olabilir.

Jones ve ark. (148) yaptıkları çalışmada 0.5 µm ve altında olan ortalama pürüzlülük değerlerinin hasta dili tarafından pürüzlü bir yüzey olarak algılanmadığını bildirmiştir. Willems ve ark. (149) okluzal temas alanlarındaki mine pürüzlülüğünü 0.64 µm olarak ölçmüşlerdir. Bu bilgilerin ışığında, klinikte uygulanan monolitik zirkonya restorasyonların, polisaj ve glaze sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğünü, okluzal bölgedeki mine yüzey pürüzlülüğüne yakın olması için ortalama 0.64 µm ve altında olması gerekmektedir (149). Çalışmamızdan elde edilen verilere baktığımızda, gerek polisaj gerekse glaze yapılan yüzeylerde bu değerlere benzer veya üzerinde bir pürüzlülük elde edildiği gözlenmektedir. Monolitik zirkonya diş hekimliğinde kompozit rezin ve porselen materyallere kıyasla daha yakın zamanda üretilmiştir ve teknolojinin gelişimi ile birlikte yeni monolitik zirkonya materyaller piyasaya sunulmaktadır (71). Bu materyallerin klinik kullanımının her geçen gün artmasıyla birlikte, aşındırılması ve polisajlanması amacıyla daha optimize klinik protokollere ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir.

Bu in-vitro çalışmanın sınırlamaları arasında, tükürüğün gerçek doğasının ve çiğneme kuvvetinin taklit edilmemiş olması sayılabilir. Sadece dört monolitik zirkonya markası ve tek polisaj sistemi ve tek glaze markasının ve yönteminin kullanılması da sınırlamalarından biridir. Farklı kimyasal içerikli monolitik zirkonya sistemleri ile glaze ve polisaj sistemlerinin kullanılması, diğer çalışmalarla bu tez çalışmasının sonuçları arasındaki farkların sebebi olabilir. Monolitik zirkonya örneklerin disk şeklinde ve düz yüzeyli olması ve glaze ve polisaj işleminin bu düz alanlarda uygulanması çalışmanın diğer bir sınırlanmasıdır. Polisaj aksesuarlarının zor ulaşacağı anatomik alanları olan kron formundaki restorasyonlarda farklı sonuçların bulunacağı düşünülmektedir, yaptığımız çalışmada beş yıllık fırçalama simüle edilmiştir ortalama bir restorasyonun ağız ortamında fırçalama işlemine maruz kalma süresi daha uzun olmaktadır. Çalışmamızda ağız içi ortamı taklit etmek amacıyla yapılan termal yaşlandırma işlemi yapılmamıştır, bunlar ve örneklerde polisaj ve glaze işlemleri sonrası fırçalama süreci boyunca herhangi bir renklendirme ve boyama işleminin uygulanmaması ise bu çalışmanın diğer sınırlamalarıdır. Bu çalışmanın sonuçları in-vivo çalışmalarla desteklenmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Beş yıllık fırçalama simülasyonu, tüm gruplarda ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinde (R_a) istatistiksel olarak anlamlı bir değişime sebep olmamıştır. Ancak, tüm örneklerde şiddetli pürüzlü alanlar olan, yüksek tepeler ve derin vadiler arası mesafe (P_v) fırçalama sonrası azalmıştır.
2. VPF grubu en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini göstermiştir (R_a : 0.24 μm)
3. AFM görüntüleri ve profilometre değerleri doğrultusunda, çalışmamızda değerlendirilen monolitik zirkonya seramiklerin, yüzey pürüzlülükleri üzerinde polisaj ve glaze işlemlerinin etkili olduğu tespit edilmiştir.
4. Üretici talimatlarına uygun kullanıldığında OptraFine polisaj setinin; monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemi kadar etkili olduğu görülmüştür
5. AFM, profilometre bulgularını destekleyici ve geliştirici bulgular ortaya çıkarmıştır.

Çalışmamızda değerlendirilen monolitik zirkonya örneklerde polisaj işlemi; glaze işlemine benzer özellikte yüzey pürüzsüzlüğü oluşturmuştur. Bu nedenle zaman ve maliyet göz önüne alındığında, karmaşık olmayan yüzey morfolojisine sahip alanlarda, polisaj işlemi yüzey pürüzsüzlüğü sağlamak için uygun yöntem olarak düşünülebilir. Fırçalama simülasyonu uygulaması sonrasında, örneklerdeki ortalama pürüzlülük değeri (R_a) istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmasada, rakamsal olarak azalma göstermiştir. Fırçalama simülasyonu yapılırken tek bir dış macunu kullanılmıştır. Gelecekte farklı aşındırıcı içeriklerine sahip macunların kullanıldığı ve ağız içi ortamın simüle edildiği çalışmaların yapılmasının yararlı olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. 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.
2. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials (Basel)*. 2010;3(2):86-96.
3. 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.
4. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2009; 4(2):51-130.
5. Cattani Lorente M, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJetTM Sand. *Dent Mater*. 2010; 26(11):1035-1042.
6. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2016; 116(3):440-449.
7. 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.
8. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*. 1996;9(1):28-42.
9. Aykent F, İnan Ö, Üşümez A, Sevimay M. Farklı polisaj yöntemleri uygulanan seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2001;18(2):63-7.
10. Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 1981; 46(2):217-221.
11. Yuzugullu B, Celik C, Erkut S, Ozcelik TB. The effects of extraoral porcelain polishing sequences on surface roughness and color of feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):472-475.
12. 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.
13. 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.
14. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of Different Polishing Systems and Speeds for Dental Zirconia. *J Prosthodont.* 2017; 26(5):410-418.
 15. Goo CL, Yap AUJ, Tan KBC, Fawzy AS. Effect of polishing systems on surface roughness and topography of monolithic zirconia. *Oper Dent.* 2016;41(4):417-423.
 16. Anusavice K. Chapter 18 – Dental Ceramics. *Phillips' Sci Dent Mater.* 2013;457-9.
 17. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1–25.
 18. Kuron TT. köprü protezlerinde zirkonya. *Dentalife.* 2007;22:18–26.
 19. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: A pilot study. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(1):59-66.
 20. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006;27(4):535-543.
 21. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25(24):5539–45.
 22. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
 23. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T. Monolithic zirconia: an update to current knowledge. optical properties, wear, and clinical performance. *Dent J.* 2019;7(3):90.
 24. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011; 106(3):145-152.
 25. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short- term in vivo evaluation of yttrium- oxide- partially- stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989;23(1):45-61.
 26. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic Zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research (India).* 2016;27(4):1427-1436.
 27. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copes. *Dent Mater.* 2008;24(5):611-617.
 28. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1377-1384.

29. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc.* 1999; 82(8):2150-2154.
30. Flinn BD, Degroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent.* 2012;108(4):223-230.
31. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999;15(6):426-433.
32. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials.* 2010; 43(6):2624-2633.
33. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Futur Dent J.* 2016;2(2):55-64.
34. Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):215-218.
35. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2006;96(3):154-164.
36. 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.
37. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent.* 2016;115(2):215-223.
38. YAVUZYILMAZ H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2005;22(1):41–8.
39. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics of North America.* 2004;48(2):531-544.
40. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent.* 2002;30(7–8):271–82.
41. Karaalioglu OF, Duymuş ZY. DİŞ HEKİMLİĞİNDE UYGULANAN CAD/CAM SİSTEMLERİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2008;(1):25-32.
42. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:304-313.

43. Reiss B. Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent.* 2007;(10):69-75.
44. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MAJ. Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):524-533.
45. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85–8.
46. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6):389-394.
47. Dhandapani N V., Thangarasu VS, Sureshkannan G. Investigation on Effect of Material Hardness in High Speed CNC End Milling Process. *Sci World J.* 2015;(4):1-6.
48. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2010; 37(11):866-876.
49. 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.
50. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;(1):1-15.
51. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22:2429-2435.
52. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LVJ. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater.* 2009;25(2):166-171.
53. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig.* 2013;17:269-274.
54. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med.* 2003;14(10):863–7.
55. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(2):174-179.
56. 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.

57. VAROL M, GÜNCÜ MB, AKTAŞ G, CANAY MŞ. DİŞ HEKİMLİĞİ PRATİĞİNDE ZİRKONYUM ve UYGULAMALARINA PANORAMİK BAKIŞ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2016;26(3):534-541.
58. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Biotechnology and Biotechnological Equipment. 2016;30(4):644-652.
59. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. J Prosthet Dent. 2017;118(5):658-665.
60. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin. 2011;55(2):333-52.
61. 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.
62. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater. 2012;100(2):447-456.
63. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. Dent Mater J. 2014;33(6):778-785.
64. 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.
65. KURT M, TURHAN BAL Bi. Farklı Yüzey İşlemleri ve Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırmanın Monolitik Seramik Sistemlerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Topografisi Üzerine Etkileri. Selcuk Dent J. 2017;4(2):68-76.
66. 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):315-23.
67. 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;(6):1-7.
68. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. Dent Mater. 2014; 30(10):1195-1203.
69. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years.

Clin Oral Investig. 2017;21:1165-1172.

70. 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.
71. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences; 2012;42(6):684-690.
72. Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent WASHINGTON-*. 2004;29(1):100-4.
73. Brien WJO. *Dental Materials and Their Selection* (3rd edition). *British Dental Journal*. 2002;3:1-569.
74. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998;42(4):613-627.
75. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*. 2002;27(2):175-83.
76. Schmidlin PR, Gohring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent WASHINGTON-*. 2004;29(1):80-6.
77. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları*, Ankara. 2003;2:124-130.
78. Yener ES, Özcan M, Kazazoğlu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontológica Latinoam*. 2011;24(2):133-40.
79. Manziuc M, Gasparik C, Burde A V, Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(5):478-85.
80. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*. 2012;108(4):231-7.
81. Rani V, Mittal S, Sukhija U. An In vitro evaluation to compare the surface roughness of glazed, reglazed and chair side polished surfaces of dental porcelain. *Contemp Clin Dent*. 2021;12(2):164.
82. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):486-490.
83. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*. 2013;109(1):22-29.

84. Sabrah AHA, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater.* 2013;29(6):666–73.
85. 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. In: *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2007;18:155-163.
86. Atabek D, Sillelioglu H, Ölmez A. The efficiency of a new polishing material: Nanotechnology liquid polish. *Oper Dent.* 2010;35(3):362-369.
87. Clayton JA, Green E. Roughness of pontic materials and dental plaque. *J Prosthet Dent.* 1970;23(4):407-411.
88. Chu FCS, Frankel N SR. Surface roughness and flexural strenght of self-glazed, polished and reglazed in Ceram/Vitadur alpha porcelain laminate. *int J Prosthodont.* 2000; 13(1):66-71.
89. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):7-664.
90. 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):7-74.
91. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):4-631.
92. Bona A Della, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):53-248.
93. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int (Berl).* 2006;37(4):7-311.
94. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1997;13(4):69-258.
95. Lee J-H, Kim S-H, Han J-S, Yeo I-SL, Yoon H-I. Optical and surface properties of monolithic zirconia after simulated toothbrushing. *Materials (Basel).* 2019;12(7):1158.
96. Jefferies SR. Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Dental Clinics of North America.* 2007;51(2):97-379.
97. 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.

98. 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.
99. Yin L. Property–process relations in simulated clinical abrasive adjusting of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;16:55–65.
100. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglated porcelain surfaces. *J Prosthet Dent*. 1982;47(2):62-157.
101. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*. 2005;21(5):63-454.
102. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J Mater Process Technol*. 2002;123(1):133–45.
103. Seitavuopio P, Rantanen J, Yliruusi J. Use of roughness maps in visualisation of surfaces. *Eur J Pharm Biopharm*. 2005;59(2):8-351.
104. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*. 1998;20(1):79–92.
105. YILMAZ B, ÖZYURT P. Cam-ionomer simanların yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı bitirme tekniklerinin etkisinin araştırılması. *Türkiye Klin Diş Hekim Bilim Derg*. 1999;5(2):118–25.
106. White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*. 1994;10(1):8-52.
107. Güler AU, Duran I, Yücel AÇ, Özkan P. Effects of air polishing powders on the surface roughness of composite resins. *J Dent Sci*. 2010;5(3):136–143.
108. Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov A V, Katayama M. Surface science: an introduction. Springer Science & Business Media; 2013; 57(10):79-80.
109. Verran J, Rowe DL, Boyd RD. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *Int Biodeterior Biodegrad*. 2003;51(3):221-228.
110. Schmidtling T, Pohl UW, Richter W, Peters S. In situ spectroscopic ellipsometry study of GaN nucleation layer growth and annealing on sapphire in metal-organic vapor-phase epitaxy. *J Appl Phys*. 2005;98(3):33522.
111. Takahashi R, Jin J, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann K-H. Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*. 2013;32(1):75–82.

112. Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet J, Clark WA. Time-lasting ceramic stains and glaze: a toothbrush simulation study. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(6):581–5.
113. 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.
114. Lira AF, Consani RLX, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. *Gerodontology*. 2012;29(2):7-891.
115. Da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2010;38:8-123.
116. Eliades GC, Tzoutzas JG, Vougiouklakis GJ. Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument. *J Prosthet Dent*. 1991; 65(1):27-33.
117. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont*. 1996;9(5):8-452.
118. Ma T, Johnson GH, Gordon GE. Effects of chemical disinfectants on surface characteristics and color of three fixed prosthodontic crown materials. *J Prosthet Dent*. 1999;77(2):197-204.
119. Alkhiary YM, Morgano SM, Giordano RA. Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):133-42.
120. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 2006;96(2):8-122.
121. Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;65:849–56.
122. Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont*. 2008;21(3):245-52.
123. Aljomard YRM, Altunok EÇ, Kara HB. Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022;34(3):473-489.
124. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008; 24(4):433-49.

125. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010;103(2):80-90.
126. Ertuğrul S, YILDIRIM S, YÜZÜGÜLLÜ B. Ekstraoral Parlatma İşlemlerinin Translütent Monolitik Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi. *ADO Klin Bilim Derg.* 2022;11(2):123–31.
127. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *J Prosthodont.* 2019; 28(1):e172-e180.
128. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research.* 2014;93(12):1235-1242.
129. Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3–4):482–7.
130. Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 1989;61(5):563-568.
131. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent.* 1991;65(5):627-634.
132. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):402-406.
133. Vichi A, Fabian Fonzar R, 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.
134. Pinelli LAP, Gimenes Olbera AC, Candido LM, Miotto LN, Antonio SG, Fais LMG. Effects of whitening dentifrice on yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal surfaces after simulating brushing. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):158-163.
135. Trauth KGS, de Godoi APT, Colucci V, Corona SAM, Catirse ABCEB. The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Braz Oral Res.* 2012;26(3):209–14.
136. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCL excimer laser radiation. *Dent Mater.* 1998;14(3):186-193.
137. Demirel F, Yüksel G, Muhtarogulları M, Çekiç C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(3):81-277.

138. 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):137–44.
139. Teixeira ECN, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):172-80.
140. Sorozini M, dos Reis Perez C, Rocha GM. Enamel sample preparation for AFM: Influence on roughness and morphology. *Microsc Res Tech*. 2018;81(9):1071-1076.
141. Fischer NG, Tsujimoto A, Baruth AG. Effects of polishing bur application force and reuse on sintered zirconia surface topography. *Oper Dent*. 2018;43(4):437-446.
142. Gaonkar SH, Aras MA, Chitre V. An in vitro study to compare the surface roughness of glazed and chairside polished dental monolithic zirconia using two polishing systems. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(2):186.
143. Nima G, Lugo-Varillas JG, Soto J, Faraoni JJ, Palma-Dibb RG, Correa-Medina A, et al. Effect of toothbrushing on the surface of enamel, direct and indirect CAD/CAM restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2021;34:473–81.
144. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258–69.
145. Somacal DC, Dreyer JW, Danesi P, Spohr AM. Surface roughness of monolithic zirconia ceramic submitted to different polishing systems. *Brazilian J Oral Sci*. 2019;28(7):818-825.
146. Kou W, Molin M, Sjögren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*. 2006;33(2):117–24.
147. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent*. 2014;42(12):1586–91.
148. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004;196(1):42–5.
149. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int (Berl)*. 1993;24(9):58-641.