



**FARKLI FIRINLAMA SAYILARININ CAD/CAM VE 3D
YAZICI İLE ÜRETİLEN ZİRKONYANIN FAZ DEĞİŞİMİ,
OPTİK VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Furkan KARATAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN**

Doktora Tezi-2024



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**FARKLI FIRINLAMA SAYILARININ CAD/CAM VE 3D
YAZICI İLE ÜRETİLEN ZİRKONYANIN FAZ DEĞİŞİMİ,
OPTİK VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Furkan KARATAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN

ERZURUM

2024

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	I
TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET.....	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLOLAR DİZİNİ.....	XIV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Zirkonya Polikristali.....	3
2.1.1. Zirkonya Polikristalinin Yapısı.....	4
2.1.2. Zirkonya Polikristalinin Fazları.....	5
2.1.3. Zirkonya Polikristalinin Mikroyapısına Göre Sınıflandırılması.....	7
2.1.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya.....	7
2.1.3.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ).....	8
2.1.3.3. Tam Stabilize Zirkonya.....	10
2.1.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Türleri.....	10
2.1.4.1. Alumina ile Güçlendirilen Zirkonya.....	10
2.1.4.2. Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali.....	11
2.1.4.3. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri.....	11
2.1.5. Monolitik Zirkonya.....	12
2.1.6. Zirkonya Bloklar.....	15
2.1.6.1. Yeşil Zirkonya Bloklar (Green Stage)	15
2.1.6.2. Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonya Bloklar.....	16

2.1.6.3. Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonya Bloklar.....	16
2.1.7. CAD/CAM Sistemleri ile Zirkonya Üretimi.....	16
2.1.8. 3D Yazıcı ile Zirkonya Üretimi.....	19
2.1.8.1. SLM / SLS Üretim Teknikleri.....	23
2.1.8.2. EBM Üretim Tekniği.....	23
2.1.8.3. DMLS Üretim Tekniği.....	24
2.1.8.4. SLA Üretim Tekniği.....	24
2.1.8.5. DLP Üretim Tekniği.....	24
2.1.8.6. PJ Üretim Tekniği.....	25
2.1.8.7. FDM Üretim Tekniği.....	25
2.1.8.8. CC Üretim Tekniği.....	26
2.1.8.9. DED Üretim Tekniği.....	26
2.1.8.10. LOM Üretim Tekniği.....	26
2.1.8.11. BJT Üretim Tekniği.....	27
2.2. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Tespit Yöntemleri.....	27
2.2.1. Işık ve Renk.....	27
2.2.2. Munsell Renk Sistemi.....	28
2.2.3. CIE XYZ Renk Sistemi.....	29
2.2.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi	30
2.2.5. CIEDE2000 Renk Sistemi.....	31
2.2.6. Renk Tespit Yöntemleri.....	32
2.2.6.1. Görsel Teknik.....	32
2.2.6.2. Kolorimetre.....	33
2.2.6.3. Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri.....	33
2.2.6.4. Spektrofotometre.....	33

2.2.6.5. Spektoradyometre.....	34
2.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Pürüzlülük Ölçüm Yöntemleri.....	34
2.3.1. Profilometreler.....	35
2.3.1.1. Optik Profilometreler.....	35
2.3.1.2. Mekanik (Kontak uçlu) Profilometreler.....	35
2.3.1.3. Lazer Profilometreleri.....	36
2.4. Yüzey Sertliği ve Sertlik Ölçüm Yöntemleri.....	36
2.4.1. Brinell Sertlik Testi.....	37
2.4.2. Knoop Sertlik Testi.....	37
2.4.3. Rockwell Sertlik Testi.....	37
2.4.4. Vickers Sertlik Testi.....	37
2.5. X Işını Kırınımı Analizi.....	38
2.5.1. Rietveld Analizi.....	39
2.6. Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu.....	40
3. MATERYAL VE METOT.....	42
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2. Örneklerin Fırınlama İşlemleri.....	47
3.3. Renk Ölçüm Analizi.....	48
3.4. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi.....	49
3.5. Sertlik Ölçüm Analizi.....	50
3.6. XRD Analizi.....	51
3.6.1. Rietveld Analizi.....	52
3.7. ESEM Analizi.....	53
3.8. Verilerin İstatiksel Analizi.....	53
4. BULGULAR.....	55

4.1. Renk Analizi Bulguları.....	55
4.2. Pürüzlülük Analizi Bulguları.....	64
4.3. Sertlik Analizi Bulguları.....	68
4.4. Üç Boyutlu Pürüzlülük Analizi Bulguları.....	73
4.4.1. CAD/CAM Zirkonya Örnekler.....	73
4.4.2. 3D Zirkonya Örnekler.....	75
4.5. XRD Analizi Bulguları.....	77
4.6. ESEM Analizi Bulguları.....	79
4.6.1. CAD/CAM Zirkonya Örnekler.....	79
4.6.2. 3D Zirkonya Örnekler.....	81
5. TARTIŞMA.....	84
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	101
KAYNAKLAR.....	102
EKLER.....	140
EK-1. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU.....	140
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	141

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimi ile bana destek olan ve tez yazımı aşamasında olağanüstü yardımlarını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN'a sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

Doktora eğitimim sürecince bilimsel ve akademik alanda yetişmemde büyük katkıları olan değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e, Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR'e, Doç. Dr. Esra KUL'a, Doç. Dr. Zeynep BAYRAMOĞLU'na, Dr. Öğretim Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ'e ve Dr. Öğretim Üyesi Ersoy SAKARYA'ya, bu çalışmayı **TDK-2024-13759 BAP** proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne, asistanlığım boyunca arkadaşlıkları ve dostlukları ile yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma, çalışma hayatım boyunca anlayış ve yardımlarını eksik etmeyen hemşirelerimiz, teknisyenlerimiz ve personelimize, Iğdır'da bulunan hekim ve çalışma arkadaşlarıma, aileme, yoğun ve stresli sürecimde desteğini bir an olsun eksik etmeyen sevgili eşime ve dünyaya gözlerini yeni açarak bizi sevindiren canım oğluma teşekkür ediyorum.

Furkan KARATAŞ

ÖZET

Farklı Fırınlama Sayılarının CAD/CAM ve 3D Yazıcı ile Üretilen Zirkonyanın Faz Değişimi, Optik ve Mekanik Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı fırınlama sayılarının CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen zirkonya materyallerinin faz değişimi, optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini incelemektir.

Materyal ve Metot: Çalışmada, 5 x 5 x 1 mm kare şeklinde (n=13) ve 6 x 1.35 mm disk şeklinde CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilmiş zirkonya örnekler kullanıldı. Kare örneklerle ilk fırınlama işlemi sonrası renk ölçümü, yüzey pürüzlülüğü ve Vickers sertlik analizleri yapıldı. Örneklere tekrarlayan fırınlama işlemleri 2, 3 ve 4 kez uygulanarak her bir fırınlama işlemi sonrası aynı analizler sırasıyla tekrar uygulandı. Belirtilen sayılarda tekrarlayan fırınlama işlemlerine tabi tutulan disk şeklindeki örneklerin ise 3 boyutlu yüzey topografi, XRD ve ESEM analizleri yapıldı. Materyaller, fırınlama sayıları ve ikili interaksiyonların istatistiksel olarak karşılaştırılması amacıyla varyans analizi (iki yönlü ANOVA), tekrarlayan ölçümlerde ANOVA ve gruplar arası çoklu karşılaştırmalar için Tukey ve Bonferroni post hoc testlerinden yararlanıldı ($\alpha=0.05$).

Bulgular: İki yönlü Anova analizine göre yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesinde materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken ($p=0.000$), fırınlamalar arasında ($p=0.099$) ve grup-fırınlama interaksiyonunda istatistiksel anlamlı fark yoktur ($p=0.789$). İki yönlü Anova analizine göre sertlik değerlendirilmesinde materyaller arasında ($p=0.076$) ve fırınlamalar ($p=0.211$) arasında anlamlı farklılık bulunmazken, grup-fırınlama interaksiyonunda istatistiksel anlamlı farklılık bulundu ($p=0.047$). Tekrarlı ölçümlerde anova analizine göre CAD/CAM grubunda renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştururken ($p=0.000$), 3D grubunda renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.052$). XRD analizine göre, farklı üretim teknikleri ve tekrarlayan fırınlama işlemleri benzer derecelerde pik noktaları sergiledi. Rietveld analizine göre, tekrarlayan fırınlama işlemleri CAD/CAM grubunda tetragonal faz miktarını artırırken, 3D grubunda 3. fırınlamadan sonra düşüş tespit edildi.

Sonuç: Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, 3D yazıcı ile üretilen zirkonya restorasyonların optik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı, bu üretim tekniğinin daha pürüzsüz yüzeye sahip olduğu ve sertlik bakımından CAD/CAM ile benzer dayanıklılığa sahip olduğu gözlemlendi. Bu bulgular, diş hekimliğinde 3D yazıcı teknolojilerinin CAD/CAM sistemleri gibi güvenle kullanılabileceğini gösterse de fırınlamalar karşısında kararsız faz değişimi göstermesi olumsuz özelliğidir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, fırınlama, üç boyutlu yazıcı, zirkonya

ABSTRACT

The Effect of Different Firing Numbers on the Phase Transformation, Optical and Mechanical Properties of Zirconia Produced by CAD/CAM and 3D Printing

Aim: The aim of this study is to investigate the effects of different firing numbers on the phase transformation, optical, and mechanical properties of zirconia materials produced by CAD/CAM and 3D printing.

Material and Method: In the study, zirconia samples produced using CAD/CAM and 3D printing were utilized in two shapes: square-shaped (5 x 5 x 1 mm, n=13) and disk-shaped (6 x 1.35 mm). For the square samples, color measurement, surface roughness and Vickers hardness analyses were performed following the initial firing process. Repeated firing processes were applied 2, 3 and 4 times to the samples and the same analyses were repeated sequentially after each firing process. The disk-shaped samples subjected to the specified number of repeated firings were analyzed using 3D surface topography, XRD and ESEM. To statistically compare the materials, the number of firings and their pairwise interactions, variance analysis (two-way ANOVA), repeated measures ANOVA and multiple group comparisons using Tukey and Bonferroni post hoc tests were conducted ($\alpha=0.05$).

Results: According to the two-way ANOVA analysis, a statistically significant difference was found in surface roughness evaluation between the materials ($p=0.000$), while no significant differences were observed between firings ($p=0.099$) and in the material-firing interaction ($p=0.789$). In the hardness evaluation based on the two-way ANOVA analysis, there were no significant differences between materials ($p=0.076$) or firings ($p=0.211$); however, a statistically significant difference was detected in the material-firing interaction ($p=0.047$). According to the repeated measures ANOVA analysis, color change in the CAD/CAM group showed a statistically significant difference ($p=0.000$), while color change in the 3D group was not statistically significant ($p=0.052$). Based on the XRD analysis, different manufacturing techniques and repeated firing processes exhibited similar peak positions. According to the Rietveld analysis, repeated firing processes increased the amount of the tetragonal phase in the CAD/CAM group, whereas a decrease was observed in the 3D group after the third firing.

Conclusion: It was observed that repeated firing processes did not have a negative impact on the optical properties of zirconia restorations produced by 3D printing, that this production technique resulted in a smoother surface and that it exhibited similar hardness durability compared to CAD/CAM. These findings suggest that 3D printing technologies can be safely used in dentistry, similar to CAD/CAM systems. However, the instability in phase changes during firings is a drawback of this technique.

Keywords: CAD/CAM, firing, three-dimensional printing, zirconia

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
ΔE	: Renk farkı değeri
μ	: Mikron
μm	: Mikrometre
3D	: Üç boyutlu
a^*	: Bir rengin kırmızılık-yeşillik derecesi
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
ANOVA	: Analysis of variance (varyans analizi)
b^*	: Bir rengin sarılık-mavilik derecesi
$^{\circ}C$	: Santigrat derece
CaO	: Kalsiyum oksit
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
CeO_2	: Seryum oksit
Cerec	: Seramik rekonstrüksiyon
CIE Lab*	: Commision internationale de l'Eclairage renk sistemi
Cm	: Santimetre
DAYTAM	: Doğu anadolu yüksek teknoloji uygulama ve araştırma merkezi
DED	: Direkt enerji depolama
Dk	: Dakika
DLP	: Dijital ışık işleme
DMLS	: Doğrudan metal lazer sinterleme
EBM	: Elektron ışını ergitme
ESEM	: Çevresel taramalı elektron mikroskobu

FDM	: Eriyik yığma modelleme
GPa	: Gigapascal
HO	: High opacity (yüksek opasite)
HT	: High translusens (yüksek translusens)
ISO	: Uluslararası standardizasyon organizasyonu
KO	: Kontrast oranı
L*	: Bir rengin açıklığı-koyuluğu, parlaklığı
LED	: Light-emitting diode
LTD	: Low temperature degradation (düşük ısı bozunması)
LT	: Low translucens (düşük translusens)
LOM	: Lamine nesne üretimi
mg	: Miligram
MgO	: Magnezyum oksit
Mg-PSZ	: Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
nm	: Nanometre
PBF	: Toz yatağı füzyonu
PJ	: Işıkla püskürtme
PSZ	: Parsiyel stabilize zirkonya
RGB	: Kırmızı-yeşil-mavi
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Seçici lazer ergitme

SLS	: Seçici lazer sinterleme
sn	: Saniye
STL	: Standard triangle language
TSZ	: Tam stabilize zirkonya
XRD	: X-ray difraksiyon
Y-TZP	: Yttria tetragonal zirkonya polikristali
Y2O3	: İttriyum oksit
YÜTAM	: Yüksek teknoloji uygulama ve araştırma merkezi
Zr2O	: Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik formları.....	6
Şekil 2.2. Zirkonya materyali: Tetragonal kristallerinin monoklinik kristallerine dönüşümü (A), kristal hacim artışıyla mikro çatlakların durdurulması(B).....	7
Şekil 2.3. Dönüşüm doygunluğu mekanizması.....	10
Şekil 2.4. Munsell renk sistemi.....	29
Şekil 2.5. CIE L*a*b* renk uzayında L, a, b eksenleri.....	30
Şekil 2.6. Difraktometrenin şematik gösterimi.....	39
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM zirkonya blok.....	44
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan 3D zirkonya likit.....	44
Şekil 3.3. CAD/CAM kazıma cihazı	45
Şekil 3.4. 3D yazıcı ile zirkonya örneklerin üretimi.....	45
Şekil 3.5. CAD/CAM zirkonya örnekler: Kare örnekler (A), disk örnekler (B).....	46
Şekil 3.6. 3D zirkonya örnekler: Kare örnekler (A), disk örnekler (B).....	46
Şekil 3.7. Örneklerin fırınlanması: CAD/CAM örnekler (A), 3D örnekler (B).....	48
Şekil 3.8. Örneklerin renk analizi: Spektrofotometre kullanımı (A), L*, a*, b* değerlerinin kaydedilmesi (B).....	49
Şekil 3.9. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü: Profilometre cihazı (A), pürüzlülük ölçüm işleminin yandan görüntüsü (B).....	50
Şekil 3.10. Üç boyutlu profilometre analizi.....	50
Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik analizinin yapılması: Sertlik cihazı (A), ölçüm sırasında sertlik cihazı kullanımı (B).....	51
Şekil 3.12. XRD analizin yapılması.....	52
Şekil 3.13. Rietveld analizinin Match uygulaması kullanılarak yapılması.....	52

Şekil 3.14. ESEM görüntülerinin elde edilmesi: Numunelerin cihaza yerleştirilmesi (A), ESEM görüntüleme cihazı (B).....	53
Şekil 4.1. CAD/CAM grubunun ΔE_{00} ölçümlerinin değişimleri.....	56
Şekil 4.2. CAD/CAM grubunun L^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	58
Şekil 4.3. CAD/CAM grubunun a^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	59
Şekil 4.4. CAD/CAM grubunun b^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	59
Şekil 4.5. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} ölçümlerinin değişimleri.....	61
Şekil 4.6. 3D zirkonya grubunun L^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	63
Şekil 4.7. 3D zirkonya grubunun a^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	64
Şekil 4.8. 3D zirkonya grubunun b^* değeri ölçümlerinin değişimleri.....	64
Şekil 4.9. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük ölçümlerinin değişimleri.....	68
Şekil 4.10. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçümlerinin değişimleri.....	72
Şekil 4.11. CAD/CAM zirkonya örneğin 1 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.....	73
Şekil 4.12. CAD/CAM zirkonya örneğin 2 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.....	74
Şekil 4.13. CAD/CAM zirkonya örneğin 3 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.....	74
Şekil 4.14. CAD/CAM zirkonya örneğin 4 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.....	75
Şekil 4.15. 3D zirkonya örneğin 1 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü	75
Şekil 4.16. 3D zirkonya örneğin 2 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü	76

Şekil 4.17. 3D zirkonya örneğin 3 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.....	76
Şekil 4.18. 3D zirkonya örneğin 4 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü.	77
Şekil 4.19. CAD/CAM zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlamalarda XRD grafikleri .	78
Şekil 4.20. 3D zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlamalarda XRD grafikleri.....	78
Şekil 4.21. 1. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	80
Şekil 4.22. 2. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	80
Şekil 4.23. 3. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	81
Şekil 4.24. 4. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	81
Şekil 4.25. 1. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	82
Şekil 4.26. 2. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	82
Şekil 4.27. 3. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	82
Şekil 4.28. 4. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B).....	83

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.....	3
Tablo 2.2. Eklemeli üretim yöntemleri.....	21
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	42
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	43
Tablo 3.3. Materyallere ait glaze porseleni fırınlama protokolü.....	47
Tablo 4.1. CAD/CAM zirkonya grubunun Delta E (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tek yönlü tekrarlayan ölçümlerde ANOVA sonuçları.....	55
Tablo 4.2. CAD/CAM grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan post-hoc testi sonuçları	56
Tablo 4.3. CAD/CAM grubunun L^* , a^* ve b^* değerlerine ilişkin tek yönlü tekrarlayan ölçümlerde ANOVA sonuçları.....	56
Tablo 4.4. CAD/CAM grubunun L^* , a^* ve b^* değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları.....	58
Tablo 4.5. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümlerde ANOVA sonuçları.....	60
Tablo 4.6. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları.....	60
Tablo 4.7. 3D zirkonya grubunun L , a ve b değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümlerde ANOVA sonuçları.....	61
Tablo 4.8. 3D zirkonya grubunun L , a , b değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları.....	63
Tablo 4.9. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları.....	65
Tablo 4.10. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin Tukey post-hoc testi sonuçları.....	66

Tablo 4.11. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı ölçümlerde çok yönlü ANOVA sonuçları.....	66
Tablo 4.12. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin tekrarlayan anova post-hoc testi sonuçları.....	68
Tablo 4.13. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları.....	69
Tablo 4.14. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin Tukey post-hoc testi sonuçları.....	70
Tablo 4.15. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı ölçümlerde çok yönlü ANOVA sonuçları.....	70
Tablo 4.16. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları.....	72
Tablo 4.17. CAD/CAM zirkonya örneklerin rietveld analizi sonuçları.....	79
Tablo 4.18. 3D zirkonya örneklerin rietveld analizi sonuçları.....	79

1. GİRİŞ

Zirkonya esaslı restorasyonlar, biyouyumlulukları ve iyi mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde uzun yıllardan beri altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (Malkondu ve ark., 2016). Zirkonya restorasyonların opak beyaz renklerini kapatmak ve daha estetik bir sonuç elde etmek için feldspatik seramik ile kaplanması gerekir. Bu iki katlı restorasyonlarda adeziv ve koheziv başarısızlıklar nedeniyle porselen kırılmaları (chipping) görülebilir (Malkondu ve ark., 2016; Mohammadi-Bassir ve ark., 2017). Bu sorunların düzeltmek için tam zirkonya restorasyonlar yani monolitik zirkonyalar keşfedildi. (Guess ve ark., 2011).

Zirkonya dioksit (ZrO_2) restorasyonlarını üretmek için en yaygın teknoloji, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (computer aided desing-computer aided manufacturing: CAD/CAM) kullanan eksiltmeli üretim teknolojisidir. Bu yöntemde, restorasyonlar zirkonya bloklardan frezler yardımıyla frezelenerek üretilir. Ancak, fazla miktarda hammadde kullanımı (Aeran ve ark., 2014) ve frezeleme işlemleri esnasında blok yüzeylerinde mikro çatlakların oluşabilmesi (Huang, 2003; Methani ve ark., 2020) eksiltmeli üretimin dezavantajlarındandır.

Eklemeli üretim, minimum malzeme kaybı nedeniyle eksiltmeli yöntem alternatif bir işlemdir (Van Noort, 2012). Eklemeli üretim sürecine uyarlanmış olan üç boyutlu (3 dimensional: 3D) yazıcılar, protetik diş hekimliğinde rezin veya metal kuronlar (Kim ve ark., 2014; Zeng ve ark., 2015), bölümlü protez metal iskeletleri (Chen ve ark., 2011) ve implantların (Mangano ve ark., 2013) yapımı için başarıyla kullanıldı. Son yıllarda, bu alandaki teknolojik ilerlemeler, zirkonya materyalinin 3D baskı yöntemiyle işlenebilmesine olanak sağladı ve bu malzemenin kullanımını daha erişilebilir hale getirdi (Revilla-León ve ark., 2020). Eklemeli üretim yöntemiyle üretilen dental materyallerin dijital üretim sistemlerinde kullanımı, düşük enerji tüketimi, kısa üretim süreleri,

hammadde kullanımını en aza indirmesi, yüksek verimlilik sağlaması ve yerli üretim olanaklarını desteklemesi gibi özellikleriyle birçok ekonomik, çevresel ve sosyal avantaj sunmaktadır. (Branco ve ark., 2023).

Literatürde zirkonya dioksit (ZrO_2) kuronlarının üretimine yönelik üç boyutlu üretim üzerine yapılan çalışmalar sınırlıdır (Alghazzawi ve ark., 2012; Li ve ark., 2019; Revilla-León ve ark., 2021). Bu restorasyonlarla ilgili olarak tekrarlayan fırınlama prosedürleri sonucunda yüzey pürüzlülüğünün kontrolü, mekanik dayanıklılık, sinterleme sırasında meydana gelen deformasyonlar, boyutsal hassasiyet, X ışını ile etkileşim sonucu oluşan bozunmalar ve renk değişimleri gibi özelliklerin daha fazla araştırılması gerekmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı, iki farklı üretim tekniği ile üretilen (CAD/CAM ve 3D yazıcı) zirkonya örneklerle uygulanan tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, materyallerin faz değişimi, optik ve mekanik özelliklerine etkilerinin incelenmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi (H_0), 3D yazıcı ile üretilen zirkonya örneklerin optik ve mekanik özelliklerinin tekrarlayan fırınlama işlemleri sonrasında CAD/CAM ile üretilen zirkonya örnekler ile farklılık göstermeyeceği şeklindedir. Çalışmanın diğer hipotezi ise her iki üretim yöntemi ile üretilen zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlama işlemleri sonrasında mikro yapılarında değişim olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonya Polikristali

Zirkonya, eski çağlardan günümüze kadar kıymetli bir taş olarak değer görmüştür. Zirkonya Farsçadan gelen Zar (Altın) ve Gun (Renkli) kelimelerinin birleşmesiyle oluşmaktadır. Metal dioksit (ZrO_2) olan zirkonya, 1789'da Alman bir kimyager olan Martin Heinrich Klaproth tarafından değerli taşların ısıtılmasından sonra elde edilen reaksiyon ile tanımlandı ve oksitlerle harmanlanarak pigment olarak kullanılmaya başlandı (Helmer & Driskell, 1969).

Zirkonya oksit, yüksek mekanik mukavemet, çatlama direnci, yüksek biyouyumluluk ve iyi estetik etki ile karakterize edilen bir malzemedir. Bu malzemenin özellikleri, diş hekimliğinde inley, onley veya overley gibi minimal invaziv daimi restorasyonların yanı sıra implant üstü kuronlar ve uzun köprülerin yapımında da sıklıkla kullanılmasına olanak tanır (Mijiritsky ve ark., 2023).

Geçmişten günümüze tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılmasında çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Zirkonyayı da içine alan güncel sınıflama Tablo 2.1.'de verildi (Gracis ve ark., 2015).

Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

Cam Matriks Seramikler	Feldspatik
	Sentetik (Lösit Esaslı, Lityum Disilikat ve Türevleri, Florapatit Esaslı)
	Cam infiltre (Alumina, Alumina ve Magnezyum, Alumina ve Zirkonya)

Tablo 2.1. (Devamı)

Polikristalin Seramikler	Alumina
	Stabilize zirkonya (Tam stabilize zirkonya, Parsiyel stabilize zirkonya, Tetragonal zirkonya polikristali)
	Zirkonya ile güçlendirilen alumina
	Alumina ile güçlendirilen zirkonya
Rezin Matriks Seramikler	Rezin nanoseraamik
	Rezin matriks infiltre cam seramik
	Rezin matriks infiltre zirkonya silika seramik

2.1.1. Zirkonya Polikristalinin Yapısı

Zirkonyum (Zr), periyodik cetvelde titanyumun altında yer alan, gümüşümsü beyaz renkte, dayanıklı ve korozyona dirençli bir geçiş elementidir. Zr periyodik cetvelde 4. grup ve 5. periyotta bulunur. Atom numarası 40'dır, atom kütlesi ise 91.22'dir (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Saf zirkonya oldukça yoğun bir metal olup, kübik santimetre hacminde 6.49 gram kütleye sahiptir. Bu yüksek yoğunluk, zirkonyanın birçok endüstriyel uygulama için kullanımını ideal kılar. Aynı zamanda, zirkonyanın erime noktası 1855 °C ve kaynama noktası ise 4409 °C'dir. Bu yüksek erime ve kaynama noktaları, zirkonyanın aşırı sıcaklıklara karşı dayanıklılığını gösterir (Piconi & Maccauro, 1999).

Gümüşümsü beyaz rengi ve metalik parlaklığıyla dikkat çeken zirkonya, oda sıcaklığında katı halde bulunan bir elementtir. Yüksek kimyasal reaktivitesi nedeniyle doğada serbest halde bulunmaz. Genellikle silikat mineralleri olan zirkon ($ZrSiO_4$) veya zirkonya dioksit (ZrO_2) formunda yer altı kaynaklarında bulunur. Hava veya su ile temas ettiğinde yüzeyinde koruyucu bir oksit tabakası oluşur. Bu tabaka, zirkonyayı korozyona

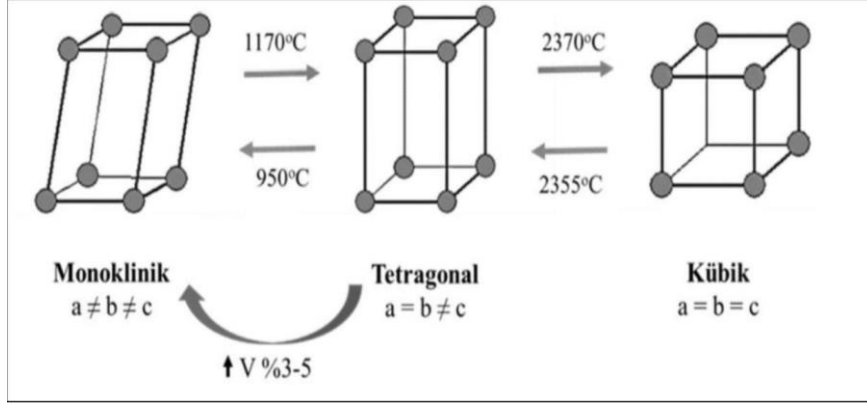
karşı dirençli kılarak kullanım alanını genişletir (Piconi & Maccauro, 1999; Turp & Türkoğlu, 2017).

ZrO₂, seramik malzemeler arasında oldukça yüksek bir bükülme dayanımına sahip olup, bu değer yaklaşık 900-1200 MPa arasında değişmektedir. Benzer şekilde, ZrO₂'nin kırılma direnci de 9-10 MPa gibi yüksek bir değerdedir. Bu özellik, ZrO₂'i yüksek gerilmelere maruz kalan uygulamalar için kullanıma uygun hale getirir (Christel ve ark., 1989).

Radyoopak bir malzeme olan zirkonyanın kullanımı, diş hekimliğinde restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde büyük kolaylık sağlar. Zirkonyadan yapılan restorasyonlar, radyografik incelemelerde net bir şekilde görüldüğü için, simantasyon artıkları, marjinal sızıntılar kolaylıkla tespit edilebilir. Bu sayede olası komplikasyonlar erken teşhis edilerek tedavi planlaması daha doğru bir şekilde yapılabilir (Raigrodski ve ark., 2006). Zirkonyanın düşük termal iletkenliği, diş pulpasında sıcaklık değişimlerine bağlı olarak oluşabilecek tahriş ve hassasiyet riskini önemli ölçüde azaltır (Raigrodski & Chiche, 2001).

2.1.2. Zirkonya Polikristalinin Fazları

Zirkonya, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristal yapı sergileyen bir materyaldir. Oda sıcaklığında genellikle monoklinik bir yapıya sahip olan zirkonya, yaklaşık 1170 °C'ye kadar bu yapısını korur. Daha yüksek sıcaklıklarda, yani 1170 °C ile 2370 °C arasında, tetragonal bir yapıya dönüşür. 2370 °C'nin üzerinde ise zirkonya, kübik bir yapıya geçiş yapar ve bu yapı yaklaşık 2680 °C'ye kadar stabil kalır. Bu sıcaklıktaki dönüşümler, zirkonyanın farklı uygulamalardaki davranışını önemli ölçüde etkiler (Şekil 2.1.) (Cengiz, 2013; Kelly & Denry, 2008).

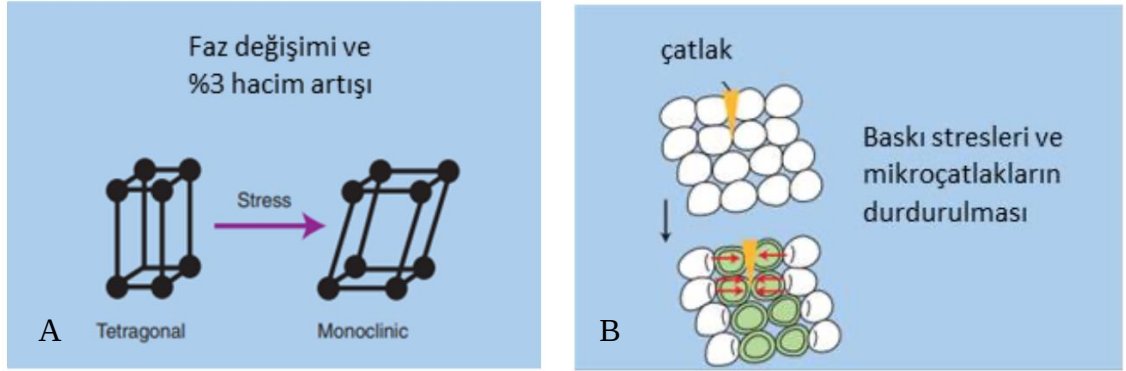


Şekil 2.1. Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik formları

ZrO₂, oda sıcaklığında en kararlı hali olan monoklinik fazda bulunur fakat birçok uygulamada tetragonal faza ihtiyaç vardır. Bunun temel nedeni, monoklinik faza dönüşüm sırasında meydana gelen yaklaşık % 3-5'lik hacim artışıdır. Bu ani hacim değişimi, malzemede gerilmelerin birikmesine ve sonuç olarak oda sıcaklığına geri dönerken mikro çatlak oluşumuna yol açabilir. Bu nedenle, zirkonyanın tetragonal fazda stabilize edilmesi, malzemelerin dayanımı ve ömrünü artırmak için büyük önem taşır (Lughi & Sergo, 2010).

Zirkonya seramiklerinin oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalabilmesi için farklı metal oksitler ile katkılama işlemi uygulanır. Bu katkı maddeleri arasında kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y₂O₃) ve seryum oksit (CeO₂) gibi bileşikler bulunur. Bu oksitlerin zirkonya kristal yapısına dahil olması, malzemenin oda sıcaklığında da yüksek dayanım ve tokluk gibi istenen özelliklere sahip olmasını sağlar. Özellikle Y₂O₃'ün saf zirkonyaya eklenmesi ile elde edilen parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) elde edilir. Yttrium iyonlarının zirkonya kristallerindeki etkisi, faz dönüşümlerini engelleyerek malzemenin oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlar. Ancak parsiyel stabilize zirkonya metastabil bir yapıya sahip olduğu için tekrardan uzun süreli yüksek sıcaklıklara maruz kalması durumunda faz dönüşümleri gerçekleşebilir. Bu durumda Y₂O₃ ilavesiyle meydana gelen monoklinik fazdan tetragonal faza geçiş eski

halini almış olur. Stabilize edici oksit miktarının artırılması ve tanecik boyutlarının küçültülmesi, faz dönüşümünü zorlaştırarak malzemenin oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlar (Şekil 2.2. A, B) (Lughi & Sergio, 2010; Luthardt ve ark., 1999; McLaren & Giordano II, 2005).



Şekil 2.2. Zirkonya materyali: Tetragonal kristallerinin monoklinik kristallerine dönüşümü (A), kristal hacim artışıyla mikro çatlakların durdurulması (B)

2.1.3. Zirkonya Polikristalinin Mikroyapısına Göre Sınıflandırılması

2.1.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya

Zirkonya, 3 allotropa sahip saf kristal matristen oluşan bir oksittir. Zirkonya 3 farklı fazda bulunur. İlk faza sahip olan monoklinik faz, oda sıcaklığında bulunur ve 1170 °C' ye kadar stabil halde durabilir. İkinci faz tetragonal fazdır ve 1170 °C ile 2370 °C arasında bulunur. Üçüncü faz ise kübik fazdır ve 2370 °C ile 2680 °C arasında bulunur (Bartolo ve ark., 2017).

Zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken bir soğuma işlemi gerçekleşmektedir. Bu soğuma işlemi sırasında % 3 ile % 4'lük hacim artışı gerçekleştirir ve zirkonyanın yapısında genleşmeye bağlı stresler oluşur. Meydana gelen genleşme zirkonya üzerinde çatlaklara sebep olur. Kontrolsüz değişen faz geçişleri sebebiyle zirkonya oda sıcaklığına geldiğinde parçalara ayrılmaktadır. Saf zirkonya bu sebepten

dolayı sadece aşındırıcı olarak kullanılabilmektedir (Piconi & Maccauro, 1999; Turp & Türkoğlu, 2017; Vagkopoulou ve ark., 2009).

Tetragonal fazdaki zirkonyanın fiziksel ve mekanik özellikleri, dental materyal olarak kullanılmaya en elverişli fazdır. Bu faz, kısmen stabilize edilmiş zirkonya oluşturmak üzere yttria (Y_2O_3) veya magnezya (MgO) gibi bileşiklerin eklenmesiyle oda sıcaklığında stabilize edilebilir. Farklı fazlardaki bu zirkonya karışımı büyük ölçüde geliştirilmiş mekanik özelliklere sahiptir. Zirkonya, yüksek bükülme mukavemeti ve kırılma dayanıklılığı sayesinde metal altyapılı restorasyonlara alternatif bir materyaldir (Guazzato ve ark., 2005).

2.1.3.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)

Zirkonyanın faz dönüşüm aşamalarında stres oluşumu aynı zamanda mikro çatlaklara sebebiyet vermektedir. Faz değişimi sırasında zirkonyaya zarar veren değişimleri ortadan kaldırmak amacıyla CaO , MgO , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler eklenmektedir. Eklenen oksitler sayesinde zirkonyanın faz değişimi $1000\text{ }^{\circ}C$ 'nin üzerine çıkar, daha sonra oda ısısında soğutulduğu esnada saf zirkonyadan değişik olarak kübik ve tetragonal fazın karışım şekline yani parsiyel stabilize zirkonyaya dönüşür. PSZ, oda ısısında yoğun kübik faz zirkonyaya az miktarda monoklinik ve tetragonal fazın çökmesi ile oluşan multifaz bir materyaldir (Christel ve ark., 1989). Zirkonyadaki mikro çatlak varlığında gelen yüklere karşı direnç gösterme kapasitesine ise 'dönüşüm doygunluğu' denir (Lughi & Sergo, 2010).

Günümüzde güncel olarak dental uygulamalar esnasında kullanılan Y-TZP, % 3 mol Y_2O_3 içerikli olup metastabil tetragonal (t) fazından zirkonyaya CaO , MgO , Y_2O_3 veya CeO_2 gibi oksitlerin eklenmesiyle stabilize edilmiş halidir (Piconi & Maccauro, 1999).

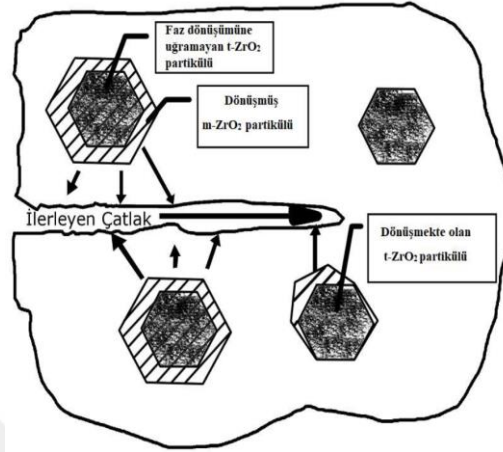
Zirkonya kristallerinin tetragonal yapısından monoklinik yapıya geçişleri, malzemenin dayanıklılığını artıran önemli bir özelliktir (Sundh & Sjögren, 2008). Ancak, aşırı yüklenme durumlarında bu dönüşümün tersine dönmesi ve zirkonyanın güç kaybı yaşaması mümkündür. Bu durum, zirkonya materyallerinin kullanımında dikkatli olunması gerektiğini gösteren araştırmalarla desteklenmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Flinn ve ark., 2014).

Zirkonya kristallerinin yüzey işlemleri sırasında oluşan yüksek lokalize stresler, kristallerin daha az kararlı olan monoklinik faza dönüşmesine yol açabilir (Flinn ve ark., 2014; Sundh & Sjögren, 2008; Williamson ve ark., 1996). Bu dönüşüm, malzemenin dayanımını olumsuz etkileyebilecek bir mekanizmadır. Ağız ortamındaki karmaşık koşullar altında, stres, sıcaklık ve kimyasal etkilerin bir araya gelmesiyle dönüşüm oranı önemli ölçüde değişebilir. Bu etkileşimlerin tam olarak anlaşılması için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır (Huh ve ark., 2016; Sundh & Sjögren, 2008).

Malzemenin dönüşümün tamamlanmasıyla elde ettiği yüksek mekanik özellikler, iki ayrı süreçle ilişkilidir (Piconi & Maccauro, 1999). Oda sıcaklığında yarı kararlı bir yapıya sahip olan tetragonal zirkonya, iç yapısında daha az simetrik olan monoklinik bir faza dönüşmek için gerekli enerjiyi barındırır. Dışarıdan uygulanan basınç bu dönüşümü tetikleyerek, kübik yapıli matris içerisindeki tetragonal kristallerin hacimce daha büyük olan monoklinik faza geçmesine neden olur. Tetragonal $\leftrightarrow$ monoklinik faz dönüşümü ($t\leftrightarrow m$), çatlağın ucunda gerilim yoğunluğunu azaltan bir sıkıştırma gerinimi oluşturarak çatlağın ilerlemesini sınırlar. Bu mekanizma sayesinde zirkonya, diğer polikristalin seramiklere kıyasla daha yüksek bir bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu sergiler (Piconi & Maccauro, 1999).

Zirkonyanın tetragonal ve kübik fazları ısındıklarında farklı oranlarda genişleme gösterir. Tetragonal fazın ısıli genişleme katsayısı, kübik faza göre daha düşüktür. Bu

farklılık, soğuma sırasında malzemenin iç yapısında mikro çatlaklar oluşmasına neden olur. Bu mikro çatlaklar, malzemenin içine bir sıkıştırma gerilimi indükler ve böylece daha büyük çatlakların oluşumunu engeller (Şekil 2.3.) (Piconi & Maccauro, 1999).



Şekil 2.3. Dönüşüm doygunluğu mekanizması

2.1.3.3. Tam Stabilize Zirkonya

Tam stabilize zirkonya (TSZ), saf zirkonyaya belirli oranlarda kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO) ve yttrium oksit (Y₂O₃) ilavesi ile elde edilir. Bu bileşim, oda sıcaklığından 2500 °C'ye kadar tek bir faz olan kübik fazı korur. Ancak, TSZ'nin darbeye karşı dayanımı, mekanik dayanıklılığı ve ani sıcaklık değişimlerine karşı direnci düşüktür. Bu materyalin yüksek sinterleme sıcaklıklarına ihtiyaç duyulmasının nedeni ise kübik fazın stabilitesidir (Piconi & Maccauro, 1999; Vagkopoulou ve ark., 2009).

2.1.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Türleri

2.1.4.1. Alumina ile Güçlendirilen Zirkonya

Zirkonya, diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir materyaldir. Yüksek dayanıklılığı, doğal dişlere benzer estetik görünümü nedeniyle kuron ve köprü restorasyonlarında kullanılır. Alumina matrisi ile birleştirildiğinde, zirkonyanın mekanik özellikleri daha da güçlenir. Bu kombinasyon, özellikle yüksek yük taşıyan bölgelerde

daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlar. In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) zirkonya gibi malzemeler hem split cast hem de CAD/CAM yöntemleriyle üretilir. CAD/CAM yöntemiyle üretilen zirkonya restorasyonlar, daha hassas ve estetik bir sonuç sunar. Ayrıca, bu yöntemle üretilen restorasyonlar, split cast yöneme göre daha yüksek bir kırılma direncine sahiptir. Bu durum özellikle çok üyeli restorasyonlarda önemli bir avantaj sağlar (Abd El-Ghany & Sherief, 2016).

2.1.4.2. Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali

Magnezyum katyonlu Zirkonya Polikristali (Mg-PSZ), biyolojik uyumluluğu ve yüksek dayanıklılığı nedeniyle tıbbi implantlar ve doku mühendisliği alanında büyük potansiyele sahip bir malzeme olarak görülmektedir. Ancak, bu malzemenin büyük gren boyutu ve gözenekli yapısı, mekanik özelliklerini zayıflatmakta ve uzun vadeli kullanımda sorunlara yol açmaktadır. Büyük grenler arasındaki arayüzlerde oluşan gerilimler, malzemenin kırılma riskini artırırken; gözenekler ise bakterilerin tutunmasına yol açarak enfeksiyon riskini yükseltmektedir. Bu nedenle, Mg-PSZ'nin biyomedikal uygulamalardaki başarısı, daha küçük gren boyutlu ve daha yoğun bir yapı elde etmek için yeni üretim yöntemleri ve malzeme katkıları gibi çözümler geliştirmeye bağlıdır (Abd El-Ghany & Sherief, 2016).

Mg-PSZ'nin mikro yapısı, temel olarak kübik bir zirkonya matriks ve bu matriks içerisinde dağılmış tetragonal çökeltilerden oluşur. MgO içeriği ise, malzemenin mikro yapısını ve dolayısıyla özelliklerini belirleyen kritik bir parametredir. Genellikle % 8-10 arasında değişen MgO miktarı, tetragonal çökeltilerin boyutunu, şeklini ve dağılımını etkileyerek malzemenin nihai performansını belirler (Abd El-Ghany & Sherief, 2016).

2.1.4.3. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP), zirkonya oksit içerisine eklenen % 2-3 oranı miktarında Y_2O_3 sayesinde oda sıcaklığında tetragonal bir yapıya

sahip olan bir malzemedir. Y_2O_3 , zirkonyanın kristal yapısını stabilize ederek malzemenin mekanik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirir (Chevalier ve ark., 2004; Tan & Dunne Jr, 2004). Bu kristal, yüksek yoğunluklu sinterleme işlemi sayesinde camsı faz içermez ve minimum çatlak veya kusur ile homojen bir mikro yapıya sahiptir (Papanagiotou ve ark., 2006).

Y-TZP, metastabil tetragonal fazda stabilize edilmiş bir oksittir. Ancak, ısısal veya mekanik stres altında monoklinik faza dönüşme eğilimi gösterir. Bu faz dönüşümü sırasında oluşan hacimsel değişim, malzemenin yüksek kırılma direncine katkıda bulunur (Lucas ve ark., 2015).

Y-TZP'nin istenen özelliklerde olması için tanecik büyüklüğünün 0.8 mm'den küçük ve stabilizör miktarının % 3'ten az olması kritik öneme sahiptir. Bu sınırların aşılması, malzemenin oda sıcaklığında metastabil hale gelmesine ve istenmeyen faz dönüşümlerine yol açabilir (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin mekanik özelliklerini belirleyen International Organization for Standardization (ISO) 13356 standartlarına göre Y-TZP; yüksek mekanik dayanım, sertlik, aşınmaya karşı dayanıklılık, biyouyumluluk, ısı iletkenliğine karşı dayanım, asit ve alkaliler gibi kimyasallara karşı direnç, estetik görünüm ve esneklik modülü gibi yüksek derecede kriterleri sağlamaktadır (Vagkopoulou ve ark., 2009).

2.1.5. Monolitik Zirkonya

Diş hekimliğinde “monolitik” terimi, tek bir materyal kullanılarak üretilen, çok katmanlı yapılar içermeyen restorasyonlar için tercih edilmektedir. Zirkonya altyapılarda veneer porselen ile bağlantı problemlerinin önüne geçmek amacıyla, zirkonyanın ışık geçirgenliği artırılarak ve veneer katmanı olmadan doğrudan zirkonyadan yapılmış

restorasyonlar geliştirildi. Bu yöntem, estetik ve dayanıklılık açısından iyileştirilmiş sonuçlar sunmaktadır (Shahmiri ve ark., 2018).

Dış hekimliğinde sıklıkla kullanılan tabakalama yöntemiyle yapılan restorasyonların uzun ömürlü olması, kullanılan malzemelerin uyumuna bağlıdır. Özellikle, alt yapı malzemesi ile üst yapı seramiğinin farklı termal genleşme özelliklerinden kaynaklanan iç gerilimler, restorasyonların başarısını önemli ölçüde etkiler. Çiğneme gibi dış kuvvetlerin etkisiyle artan bu gerilimler, malzemelerin dayanım sınırlarını aştığında kırılmalara yol açar. Bu kırılmalar genellikle, daha düşük dayanım gösteren üst yapı seramiğinde, yapının iç kısmında (koheziv kırık) veya alt yapı ile üst yapı birleşim yerinde (adeziv kırık) meydana gelir. Bu durum, restorasyonların estetik görünümünü bozmasının yanı sıra, tekrar tedavi ihtiyacını doğurur (Heintze & Rousson, 2010).

Tabakalama yöntemiyle üretilen restorasyonlarda farklı malzemelerin bir araya gelmesinden kaynaklanan uyumsuzluklar, zaman içinde kırılma gibi sorunlara yol açtığından bu sorunu aşmak için, CAD/CAM teknolojileri sayesinde tek bir malzeme bloğundan üretilen monolitik restorasyonlar geliştirildi. Özellikle, monolitik zirkonyanın hem dayanıklılığı hem de estetik görünümünün artırılmasıyla, kullanım alanları giderek genişlemektedir (Marchack ve ark., 2011).

Geleneksel malzemelerde dayanıklılığı artırmak için kullanılan organik bağlayıcılar, malzemenin ışığı geçirgenlik özelliğini (translüsenslik) azaltır. Bu durum, özellikle estetik açıdan önemli olan uygulamalarda sınırlayıcı olabilir. Buna karşın, yeni nesil monolitik malzemelerde, atomların düzenli bir yapı içinde yer alması sayesinde herhangi bir bağlayıcıya ihtiyaç duyulmaz. Bu sayede, hem yüksek mekanik dayanım elde edilir hem de geniş bir renk yelpazesi sunularak estetik beklentiler karşılanır (Zhang ve ark., 2013).

Monolitik zirkonya restorasyonlarına renk vermek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden biri, yarı işlenmiş zirkonya bloklarının, belirli iyonlar (örneğin; Bi, Al, Fe, Mg, Ca, Co) içeren çözeltilerde bekletilerek renklendirilmesidir (Tabatabaian, 2019). Diğer bir yöntem ise, restorasyonun şekillendirilmesinden sonra fırça yardımıyla yüzeyine renklendirme solüsyonlarının uygulanmasıdır. Bu sayede, doğal dişlerin renk geçişlerini taklit etmek mümkün hale gelir (Hjerppe ve ark., 2008).

Bu yöntemlere ek olarak, üreticiler, önceden belirlenmiş renk skalalarına uygun olarak üretilmiş, renkli zirkonya bloklar sunmaktadır. Bu sayede, kliniğe ulaşan bloklar ek renklendirme işlemine gerek kalmadan doğrudan restorasyon amacıyla kullanılabilir (Hjerppe ve ark., 2008).

Monolitik zirkonyanın estetik başarısı, büyük ölçüde translüsensi özelliğine bağlıdır. Alüminyum oksit içeriğinin azaltılması ve sinterleme sıcaklığının artırılmasıyla translüsensi artırılsa da yttrium oksit içeriği de bu özelliği etkileyen önemli bir parametredir. Birinci ve ikinci nesil zirkonya polikristallerinde genellikle % 3 mol Y_2O_3 , üçüncü nesilde % 5 mol Y_2O_3 ve dördüncü nesilde % 4 mol Y_2O_3 kullanılmakla birlikte, bu oranların mekanik ve optik özellikler üzerindeki etkileri detaylı olarak incelenmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017).

Monolitik zirkonya polikristallerinin mekanik ve estetik özellikleri, Y_2O_3 içeriği ve sinterleme koşulları gibi faktörlerle yakından ilişkilidir. Yüksek Y_2O_3 içeriği ve uygun sinterleme sıcaklığı, materyalin translüsensi özelliğini artırırken, aynı zamanda mekanik dayanımını düşürebilir (Güth ve ark., 2019).

İkinci nesil monolitik zirkonya materyali (3Y-TZP), ağırlıkça yaklaşık % 4-6 oranında Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya (ZrO_2) esaslı bir malzemedir. Bu materyalin mikroyapısı, ortalama 0.2-0.8 μm boyutunda zirkonya taneciklerinden oluşur ve % 10'dan daha az monoklinik faz içerir. Yüksek bir tetragonal faz oranına sahip olan bu

materyaller, iyi bir mekanik dayanım ve orta düzeyde bir translüsensi özelliği gösterirler. Tane sınırı enerjisi ve porozite gibi mikroyapısal parametreler, materyalin genel özelliklerini etkileyen önemli faktörlerdir (Johansson ve ark., 2014) .

Üçüncü nesil zirkonya materyali (5Y-TZP), ağırlıkça yaklaşık % 7.55 Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya esaslı bir biyomalzemedir. Bu materyallerin ortalama gren büyüklüğü 0.85 μm olup, % 75 civarında kübik faz içerir. Yüksek kübik faz oranı ve homojen mikroyapı, materyalin ışık geçirgenliğini geleneksel zirkonyaya göre yaklaşık % 43-45 oranında artırır. 5Y-TZP'ler, 700-800 MPa civarında bükülme dayanımı ve 2.2-4 MPa kırılma dayanımı ile yüksek mekanik özelliklere sahiptir (Burgess, 2018).

Dördüncü nesil zirkonya materyali (4Y-TZP), ağırlıkça yaklaşık % 6.7 Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya esaslı bir biyomalzemedir. Bu seramiklerin ortalama gren büyüklüğü 0.17 μm olup, yaklaşık % 65 kübik faz içerir. Yüksek kübik faz oranı ve ince tane yapısı, materyale yüksek bir bükülme dayanımı (600-900 MPa) ve kırılma dayanımı (2.5-3.5 MPa) kazandırır. Aynı zamanda, bu özellikler materyalin yorulma direncini de artırır (Kolakarpraser ve ark., 2019).

2.1.6. Zirkonya Bloklar

2.2.6.1. Yeşil Zirkonya Bloklar (Green Stage)

Bu yumuşak yapıli bloklar, kurutulmuş ortamda elmas ve tungsten karbit kesicilerle kolayca işlenebilmektedir. Zirkonya partiküller ve özel bağlayıcı maddelerin preslenmesiyle elde edilen bu malzemeler, ısıli işlem görmemektedir. Gözenekli yapısı ve düşük stabilite nedeniyle tam sinterleme işlemi sırasında yaklaşık % 25 hacim kaybı yaşanmaktadır. Günümüz CAD/CAM uygulamalarında yeşil fazda bloklar tercih edilmemektedir (Beuer ve ark., 2008; Raigrodski, 2004).

2.1.6.2. Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonya Bloklar

Yeşil zirkonya olarak da adlandırılan sinterlenmemiş zirkonya, yaklaşık 500 °C'de 30 dakika süreyle ısıtılarak pre-sinterlenmiş hale getirilir (Raigrodski, 2004). Restorasyon sürecinde, zirkonyanın yaklaşık % 20-30 oranında büzülmesi nedeniyle, istenen boyutlara ulaşmak için başlangıçta daha büyük bir hacimde hazırlanması gerekmektedir. Sinterleme işlemi, malzemenin yüzeyinden başlayarak iç kısımlara doğru ilerleyen bir ısı transferi ile gerçekleştirilir. Bu sayede, sinterlenmemiş zirkonya tam yoğunluğa ulaşarak sinterlenmiş veya tamamen sinterlenmiş bir hale dönüştürülür (Beuer ve ark., 2008; Ebeid ve ark., 2018).

2.1.6.3. Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonya Bloklar

İlk olarak 1300 °C'de ön sinterleme işlemine tabi tutulan bu bloklar, daha sonra yüksek basınç altında ve 1400-1500 °C'lik bir sıcaklıkta isostatik presleme ile sinterlenir. Bu işlem, malzemenin yoğunluğunu artırarak beyaz bir renk almasını sağlar. Son sinterleme işlemiyle birlikte kazıma işlemine hazır hale gelir. Yeşil zirkonya bloklara göre, daha yoğun ve dayanıklı olmasına rağmen; şekillendirme süresi daha uzundur ve elmas frezlere daha fazla yük bindirir. Bu bloklarla üretilen restorasyonlar, sinterleme sırasında büzülme göstermediği için gerçek boyutlarında hazırlanabilir (Beuer ve ark., 2008; Piconi & Maccauro, 1999).

2.1.7. CAD/CAM Sistemleri ile Zirkonya Üretimi

CAD/CAM sisteminde, dişin optik tarama ile elde edilen üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ortamına aktarılır. Bu sayede diş hekimi, tasarladığı restorasyonun dişle tam uyumunu simülasyon ortamında değerlendirebilir. Daha sonra, CAD yazılımı ile tasarlanan restorasyon, CAM ünitesinde zirkonya bloktan işlenerek elde edilir. Bu süreç geleneksel yöntemlere göre daha hızlı, hassas ve kişiye özel restorasyonlar elde edilmesini sağlar (Raigrodski & Chiche, 2001; Tinschert ve ark., 2004).

CAD/CAM sistemleri, diş hekimliğinde 1985 yılında Zürih  niversitesi'nde yapılan bir inley restorasyonu ile ilk kez kullanıldı (Ural, 2011). O dönemde kullanılan iki eksenli işleme yöntemiyle üretilen restorasyonlar, dişin üç boyutlu yapısına tam olarak uyum sağlayamadığından başarılı sonuçlar vermemekteydi ( ncel, 2022). Günümüzde ise altı eksenli işleme teknoloјisi sayesinde, dişin tüm yüzeyleri hassas bir şekilde işlenerek doğal dişlere en yakın görünüme sahip restorasyonlar elde edilmektedir. Bu gelişme, diş hekimliğinde estetik ve fonksiyonel restorasyonların yapımında önemli bir dönüm noktasıdır (Mörmann & Bindl, 2002).

CAD/CAM sistemleri, özel yazılımlar sayesinde diş hekimliğinde geniş bir uygulama alanına sahiptir. K ron, köprü, inley, onley, teleskop k ron gibi sabit protezlerin yanı sıra implant destekli protezler ve maksillo fasiyal protezler gibi hareketli protezlerin alt yapıları bu sistemlerle tasarlanıp üretilabilmektedir. Özellikle implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretimi, bu sistemlerin hassas ve kişiye özel c z mler sunma kapasitesini ortaya koymaktadır. Yazılımların sürekli geliştirilmesiyle birlikte, CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğindeki rolü giderek artmaktadır (Denissen ve ark., 1999; Marchack, 2007; Reiss, 2007; Williams ve ark., 2004).

Zirkonya restorasyonları, CAD/CAM teknolojisi sayesinde iki farklı yöntemle üretilmektedir. Yumuşak frezeleme yöntemi, henüz sinterlenmemiş (pre-sinterize) zirkonya blokların işlenmesini içerirken; sert frezeleme yöntemi ise sinterlenmiş, yani sertleştirilmiş zirkonya bloklar üzerinde gerçekleştirilir. Bu iki yöntem, farklı özelliklere sahip zirkonya restorasyonları elde etmek için tercih edilebilir ( zkurt-Kayahan, 2016).

Tüm CAD/CAM sistemler; tarayıcı, tasarım yazılımı ve donanım olmak üzere üç temel yapı taşından oluşur:

Tarayıcı: Sistemin veri toplama birimi olarak görev yapan tarayıcı, diş hekiminin gerçekleştirdiği preparasyonu, komşu dişlerin ve oklüzyonun geometrik özelliklerini ağız

içi veya ağız dışı taramalar yoluyla dijital ortama aktarır (Strub ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2004). Elde edilen veriler, optik tarayıcı ve mekanik tarayıcı olmak üzere iki farklı görüntüleme seçeneği sunar. Bunlar:

Optik tarayıcı: Triangülasyon prensibine dayalı optik tarama, bu tarayıcı tipinin temelini oluşturur. Beyaz ışık, renkli ışık veya lazer kullanılarak nesne üzerindeki noktalar üç boyutlu olarak haritalandırılır. Işık kaynağı ve alıcının uygun açıda konumlandırılması, doğru veri toplanması için kritiktir. Hareketli yapısı nedeniyle hasta hareketlerinde bile hassas olan optik tarayıcılar, yüksek çözünürlüklü ve hızlı veri toplama avantajı sunar. Ancak, bu hassasiyet aynı zamanda hareket artefaktlarına karşı da duyarlılık anlamına gelir. Çoğu CAD/CAM sisteminde entegre olan bu tarayıcılar, özel CAD yazılımlarıyla uyumlu çalışır (Strub ve ark., 2006).

Mekanik tarayıcı: İğne ucu, küre veya pin gibi problemler aracılığıyla nesnenin yüzeyini fiziksel olarak tarayarak üç boyutlu veriler elde eder. Bu yöntemde, nesnenin gerçek boyutları, mekanik bir ölçüm süreciyle dijital ortama aktarılır (Strub ve ark., 2006).

Tasarım Yazılımı (Software): Sistem, restorasyonun üç boyutlu tasarımını ve planlamasını bilgisayar ortamında gerçekleştirmek için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiye özel restorasyonlar oluşturmak üzere geliştirilen çeşitli yazılım programları, kullanıcıya geniş tasarım özgürlüğü sunar. Bu programlar, önceden hazırlanmış şablonları kullanma veya tamamen özgün tasarımlar oluşturma imkanı sağlar. Ancak, genellikle CAD/CAM sistemlerine özel olarak geliştirildiklerinden dolayı farklı sistemlerle uyumluluk sorunları yaşanabilir. Tasarım tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli üretim aşamasına uygun bir formata dönüştürerek CAM ünitesine aktarır (Strub ve ark., 2006).

Donanım (Hardware): Bilgisayar kontrollü frezeleme ve aşındırma makineleri, diş restorasyonlarının üretiminde kullanılan otomatik sistemlerdir. Bu sistemlerde, diş materyali bloklarından, CAD verileri doğrultusunda istenen şekil elde edilir. Ancak, üretim sonrası aşamalarında, diş teknisyeni tarafından manuel olarak düzeltme, cilalama, renklendirme ve porselen uygulamaları gibi işlemler gerçekleştirilir (Strub ve ark., 2006; Tinschert ve ark., 2004).

Diş hekimliğinde güncel olarak CAD/CAM sistemleriyle üretim komponentlerin yerleştirildiği konuma göre üç farklı şekilde gerçekleştirilebilir. Bu yöntemler; dental kliniklerde hastanın ağzında yapılan hasta başı üretim yani direkt klinikte kullanılan sistemler, diş teknisyeninin çalıştığı laboratuvar ortamında üretim ve özel bir merkezde toplu olarak yapılan merkezi üretim şeklinde sıralanabilir (Beuer ve ark., 2008).

2.1.8. 3D Yazıcı ile Zirkonya Üretimi

3D yazıcıyla üretim sistemi, bir nesneyi katman katman üreten bir üretim yöntemidir. Bu yöntem, eklemeli üretim, katmanlı imalat, hızlı prototipleme ve katı bağımsız form üretim gibi farklı adlarla da anılmaktadır (Gross ve ark., 2014).

Eklemeli üretim, ilk ortaya çıktığında "hızlı prototipleme" olarak adlandırılıyordu. Ancak, bu yöntemin gelişim göstermesi ve kullanım alanlarının genişlemesiyle birlikte, bu isim artık kapsamını aşmaya başladı. Günümüzde daha genel ve doğru bir ifade olan "eklemeli üretim" tercih edilmektedir (Çelik ve ark., 2013).

"3DP" ve "3D printing" İngilizce'de sıkça kullanılan iki terim olsa da aralarında önemli bir nüans vardır. "3DP" özellikle toz bazlı bir eklemeli üretim yöntemini ifade ederken, "3D printing" daha genel bir kavram olarak tüm eklemeli üretim tekniklerini kapsar (Chen ve ark., 2019).

Eklemeli üretim, CAD'in 3D modellerini alarak, bu modelleri katmanlı üretim yöntemi ile fiziksel nesnelere dönüştüren bir imalat sürecidir. Bu süreçte, dijital tasarım

öncelikle STL (Standard Triangle Language) formatına çevrilir ve ardından 3D yazıcıya aktarılır. Yazıcı, malzemeyi katman katman ekleyerek 3D nesneyi oluşturur. Bu sayede, geleneksel üretim yöntemlerinde görülen malzeme kullanımı en aza indirilir (Ersu ve ark., 2008).

Eklemeli üretim sistemlerinin tamamı, katmanlı üretim prensibine dayanır. Bu sistemlerde bir inşa platformu, malzeme deposu, malzeme ekleme mekanizması ve hareketli bir nozul gibi temel bileşenler bulunur. Üretim sürecinde, dijital tasarım verileri doğrultusunda malzeme katman katman biriktirilir ve istenen geometri elde edilir. Bu süreçte, platformun yüksekliği ve nozulun hareketleri bilgisayar kontrollü bir sistem tarafından hassas bir şekilde yönetilir (Wang ve ark., 2014).

3D yazıcılar ile dental üretim genellikle şu aşamaları içerir:

1. Veri toplama evresi,
2. Tasarım evresi (CAD yazılımı ile),
3. Tasarımın STL dosya formatı ve G kodlarına dönüştürülmesi,
4. Dosyaların yazıcıya aktarılması,
5. Üretim evresi,
6. Bitim işlemleri.

3D yazıcılarla dental üretimde veri toplama sürecindeki ilk adım, hastanın ağız yapısının intraoral veya ekstraoral tarama yöntemleriyle detaylı bir dijital kopyasının oluşturulmasıdır (Chua ve ark., 2010). 3D yazıcı teknolojisi ile üretim sürecinin ikinci aşaması, tasarım evresidir. Bu evre elde edilen ham verilerin işlenerek üç boyutlu bir model haline getirildiği kritik bir adımdır. İlk aşamada elde edilen tarama veya modelleme verileri, 3D yazıcıların anlayabileceği bir formata dönüştürülür ve dönüştürülen model, 3D yazıcı yazılımına aktarılır (Vasamsetty ve ark., 2020). Tasarımın üçüncü evresinde, veriler STL adlı özel bir dosya formatına dönüştürülür. STL

formatı, 3D yazıcılar için en yaygın kullanılan dosya türüdür (Gross ve ark., 2014). Bu şekilde, 3D modelin her yüzeyi üçgen kesitler halinde depolanır (Dolenc & Mäkelä, 1994). Üretim aşamasında, dijital olarak var olan tasarımın üretimi gerçekleştirilir. 3D yazıcılar, STL dosyalarını okuyarak farklı yöntemlerle katmanlar halinde fiziksel ürün üretilmiş olur (Çevik, 2018). 3D yazıcı ile üretimin son aşamasında, üretilen parçanın yüzey kalitesi, dayanıklılığı ve estetik görünümü iyileştirmek için çeşitli termal, kimyasal, tesviye ve polisaj gibi bitim işlemleri uygulanır (Wang ve ark., 2014).

Eklemeli üretim, ilk olarak Charles Hull tarafından geliştirilen stereolitografi yöntemiyle başladı (Hull, 2015) ve sonraki yıllarda, toz yataklı füzyon, eriyik yığma modelleme ve inkjet baskı gibi çeşitli yöntemlerin geliştirilmesiyle daha da genişledi (Shellabear & Nyrrilä, 2004; Wohlers ve ark., 2016). Bu yöntemler, farklı malzemelerin kullanılmasına ve daha geniş bir uygulama alanına olanak sağladı (Gökhan, 2020). Eklemeli üretim yöntemleri Tablo 2.2.'de gösterildi (Tian ve ark., 2021).

Tablo 2.2. Eklemeli üretim yöntemleri

Teknik	Sınıflandırma
Toz Yatağı Füzyonu	Seçici lazer ergitme (Selective Laser Melting: SLM)
	Seçici lazer sinterleme (Selective Laser Sintering: SLS)
	Elektron ışını ergitme (Electron Beam Melting: EBM)
Işıklı Polimerizasyon	Doğrudan metal lazer sinterleme (Direct Metal Laser Sintering: DMLS)
	Stereolitografi (SLA)
	Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing: DLP)

Tablo 2.2. (Devamı)

Işıklı Polimerizasyon (Devamı)	Işıklı Püskürtme (PhotoJet: PJ)
Eriyik Yığılma Modelleme (Fused Deposition Modelling: FDM)	-
Mürekkep Baskı ve Kontür Üretimi (Inkjet Printing and Contour Crafting: CC)	-
Direkt Enerji Depolama (Direkt Energy Deposition: DED)	-
Lamine Nesne Üretimi (Laminate Object Manufacturing: LOM)	-
Bağlayıcı Püskürtme Tekniğı (Binder Jetting: BJT)	-

Toz Yatağı Füzyonu (Powder Bed Fusion: PBF) yöntemiyle üretimler, kullanılan enerji kaynağı ve malzeme birleştirme mekanizması bakımından farklılık gösterir (Shirazi ve ark., 2015). PBF işlemleri, bir üretim platformu üzerinde ince bir tabaka halinde serpilmiş metal veya polimer tozların, yüksek enerjili bir lazer veya elektron ışını ile sinterlenerek veya ergitilerek katman katman birleştirilmesi prensibine dayanır. Her bir katman oluşturulduktan sonra, yeni bir toz tabakası serpilerek ve önceki katmanın üzerine yayılarak üç boyutlu nesne elde edilir. Bu süreç, CAD verilerine uygun olarak otomatik olarak gerçekleştirilir (Mazzoli ve ark., 2015; Taylor ve ark., 2017; Yıldırım & Bayındır, 2013). İnce çözünürlük ve yüksek baskı kalitesi, PBF'nin temel avantajlarıdır. Ancak, bu yöntemin yavaş bir süreç olması ve toz bağlayıcı ile birleşirken yüksek gözeneklilik ile maliyet gibi dezavantajları da vardır (Galante ve ark., 2019).

2.1.8.1. SLM / SLS Üretim Teknikleri

SLM ve SLS süreçleri birbirine benzerdir hatta SLM, genellikle SLS'nin bir alt kategorisi olarak değerlendirilir. SLS'den farklı olarak, SLM metali tamamen eriterek katı bir 3D yapı oluşturma yeteneğine sahiptir ve SLM süreci, genellikle ek malzemelerin kullanılmasını gerektirir (Lin ve ark., 2019). Bu tekniklerde, toz yatağı kademeli olarak aşağı doğru hareket eder ve yüzeye eşit şekilde yayılan ince bir malzeme tabakası tarama lazeri ile birleştirilerek katmanlar halinde yapı oluşturulur (Deckard & Beaman, 1988). Bu yöntem, 60 µm gibi yüksek bir çözünürlük seviyesine ulaşabilir ve baskı sırasında yapılar çevrelerindeki toz tarafından desteklendiğinden ekstra bir destek malzemesine gerek duyulmaz (Kruth ve ark., 2005). Lazer tabanlı teknolojiler başlangıçta genellikle hafif havacılık ürünlerinin üretimi için kullanılmış olsa da SLM/SLS yöntemleri zamanla ortopedik ve dental alanlarda da yaygınlaştı. Bu teknolojiler, kuron ve köprüler, parsiyel protez iskeletleri, kemik analogları ile ortopedik ve dental implantların üretiminde kabul gördü (Di Giacomo ve ark., 2014).

2.1.8.2. EBM Üretim Tekniği

EBM, ardışık katmanlar ekleyerek güçlü, tamamen yoğun veya yüksek gözenekliliğe sahip metal parçalar üretmek için kullanılan gelişmiş bir eklemeli üretim yöntemidir. Bu teknolojide enerji kaynağı olarak lazer yerine elektron demeti tercih edilmektedir (Ponader ve ark., 2010). Üretim süreci, yüksek vakum ortamında bilgisayar kontrollü bir elektron demeti ile metal tozunun tamamen eritilmesi yoluyla gerçekleştirilir. Bu teknoloji, kişiye özel implantların tasarımında özellikle ortopedik, oral ve maksillofasiyal cerrahi gibi alanlarda yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. EBM ile üretilen modellerin yapısal özellikleri, kemik büyümesini desteklerken daha iyi bir fiksasyon sağlamak ve gerilim oluşumunu azaltmaya yardımcı olmaktadır (Van Noort, 2012).

2.1.8.3. DMLS Üretim Tekniği

DMLS, tipik bir hızlı prototipleme tekniği olarak, karmaşık şekilli üç boyutlu parçaların metal tozundan doğrudan hızlı bir şekilde üretilmesini sağlar. Bu süreç, sıvı faz sinterlemede metal tozuna doğrudan maruz bırakılan bir lazer kullanır ve gevşek tozun ince katmanlarını bir tarama lazer ışınıyla seçici olarak birleştirip sıkılaştırarak parçaları oluşturur (Khaing ve ark., 2001). Ayrıca bu yöntem, malzeme çeşitliliği, şekil esnekliği ve üretim parametrelerinin kontrolü sayesinde gözenekli metal bileşenler üretimine de olanak tanıyabilir (Gu & Shen, 2008).

2.1.8.4. SLA Üretim Tekniği

SLA, ilk geliştirilen eklemeli üretim yöntemlerinden biridir. Bu yöntemde, sıvı haldeki fotopolimer reçine, yüksek enerjili bir lazer veya light-emitting diode (LED) ışını kullanılarak katman katman katılaştırılır. Üretim alanında bulunan bir hazne içerisinde yer alan sıvı reçine, lazer ışınının taramasıyla istenen şekle göre katılaşır. Bu katman, sıvı reçinenin katılaşmasıyla kalıcı hale gelir. Bu süreç, 3D modelin tüm katmanları tamamlanana kadar tekrarlanır. SLA, yüksek çözünürlükte ve detaylı parçalar üretebilme özelliği ile prototipler sunarak diş hekimliği gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Wu ve ark., 2016). SLA, hızlı üretim imkanı sunarak yüksek hassasiyet ve kaliteli sonuçlarla karmaşık şekillerin oluşturulmasına olanak tanır (Galante ve ark., 2019). SLA yönteminde kullanılabilecek malzeme çeşitliliğinin ışığa duyarlı reçinelerle sınırlı olması, tasarım özgürlüğünü kısıtlayan bir dezavantajdır. Ayrıca, reaksiyonun hızını belirleyen kinetik faktörler ve sertleştirme işlemi oldukça karmaşıktır (Melchels ve ark., 2010).

2.1.8.5. DLP Üretim Tekniği

DLP, dijital mikro ayna cihazını güç kaynağı olarak kullanan ve sıvı reçineyi sertleştirerek 3D katı nesnelere dönüştüren bir nanoteknoloji yöntemidir. Işık

polimerizasyonu kullandığı için SLA teknolojisine benzerlik gösterir. Ancak DLP teknolojisinde, SLA'daki gibi tek bir noktanın lazerle taranması yerine, bir katman küçük volümetrik piksellerden oluşan tek bir dijital görüntü şeklinde oluşturulur. Bu farklılık, DLP yazıcıların daha hızlı çalışmasına olanak tanır ve genellikle 30 µm'dan daha ince katman kalınlıklarına ulaşarak yüksek çözünürlüklü nesneler üretir (Hornbeck, 1999).

DLP yazıcılar, dijital mikro ayna cihazı içeren bir LED ekran ile karakterize edilir. Bu küçük mikro aynalar, ışığı yoğunlaştırarak reçine tankının altındaki bir katmanın yapısını oluşturur. SLA gibi işlemlerde olduğu gibi, baskı sürecinin sonunda modelin yıkanması ve ardından ek bir kütleme işleminden geçirilmesi gereklidir (Tsolakis ve ark., 2022).

2.1.8.6. PJ Üretim Tekniği

PJ prensibi, fotopolimerize edilebilir mürekkep püskürtme teknolojisine dayanmaktadır. Baskı işlemi sırasında yazıcı kafası X/ Y eksenini boyunca hareket eder ve fotopolimer masaya püskürtülürken, ultraviyole bir lamba yazıcı kafasının hareket yönünde ışık yayarak fotopolimeri yapı yüzeyinde kürler ve bir katmanlık baskı tamamlanır. Daha sonra masa Z eksenini boyunca bir katman aşağı iner, cihaz nesne tamamen basılana kadar bu döngüyü tekrarlar (Alharbi ve ark., 2017). Bu teknolojinin en dikkat çekici özelliği, termoplastiklerden seramiklere ve hatta zirkonyaya kadar geniş bir malzeme çeşitliliğine olanak sağlamasıdır. Listelenen tüm malzemeler basılabilir ve birleştirilebilir, bu da diğer teknolojilere göre benzersiz bir avantaj sunar (Tian ve ark., 2021).

2.1.8.7. FDM Üretim Tekniği

FDM, katmanlı üretim teknolojilerinde en yaygın kullanılan yöntemlerden biridir. FDM'nin düşük maliyetli olması, yüksek üretim hızı ve işlemin basitliği gibi avantajları, prototip üretimi ve düşük hacimli üretim uygulamalarında tercih edilmesini

sağlar. Ancak, zayıf mekanik özellikler, tabaka izleri, düşük yüzey kalitesi ve sınırlı malzeme seçeneği gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Chohan ve ark., 2017; Mohamed ve ark., 2015). FDM yönteminde, üç boyutlu nesneler, termoplastik polimer filamentlerin ısıtılarak yarı sıvı hale getirilmesi ve daha sonra ince katmanlar halinde bir tabaka üzerine ekstrüde edilmesiyle oluşturulur (Mohamed ve ark., 2015).

2.1.8.8. CC Üretim Tekniği

Mürekkep baskı, seramiklerin eklemeli üretiminde kullanılan temel tekniklerden biridir. Bu süreçte, ZrO_2 tozu içeren kararlı bir seramik süspansiyonu hazırlanır ve enjeksiyon yöntemiyle alt tabakaya damlacıklar şeklinde uygulanır. Düz bir yüzeyde biriken damlalar etkileşime girer, sonrasında kuruyup katılarak 3D bir model oluşturur (Ngo ve ark., 2018). Karmaşık yapıların hızlı bir şekilde üretilmesini sağlayan etkili bir tekniktir (Travitzky ve ark., 2014). Bu yöntemin başlıca dezavantajları arasında düşük çözünürlük ve katmanlar arasındaki birleşme eksiklikleri bulunur (Khoshnevis, 2004).

2.1.8.9. DED Üretim Tekniği

DED, mevcut bileşenlerin üzerine malzeme eklemek için kullanılan, yaygın ve daha karmaşık bir eklemeli üretim tekniğidir (Gibson ve ark., 2021). Bu yöntem, doğrudan hammaddenin küçük bir alanına odaklanarak, lazer veya elektron ışını gibi bir enerji kaynağıyla malzemeyi eritir. Eriyen malzeme, alt tabakaya çökeltir ve kaynaşır. Bu süreç tüm katmanlar oluşana kadar tekrar eder (Edgar & Tint, 2015; Gibson ve ark., 2021). Bu yöntem, yüksek hızlarda büyük çalışma modelleri ile karakterizedir. Ancak, PBF'ye kıyasla daha düşük hassasiyet ve yüzey kalitesi sunar (Gibson ve ark., 2021).

2.1.8.10. LOM Üretim Tekniği

LOM, eklemeli üretim tekniklerinden biridir ve ince malzeme tabakalarının lamine edilmesi prensibine dayanır. Bu yöntemde, birbirine yapıştırılan ardışık

katmanlar, mekanik bir kesici veya lazer yardımıyla kesilerek istenen şekil oluşturulur. Katmanlar üst üste eklenip kesildikten sonra, bir araya getirilerek nihai 3D nesne elde edilir (Geschke, 2004). LOM yöntemi, polimerler, kompozitler, seramikler, kağıt ve metal dolgulu şeritler gibi farklı malzemelerle kullanılabilir. Büyük yapılar için uygun maliyet ve hızlı üretim süreçleri sunması, bu yöntemi cazip kılan özelliklerden biridir. Ancak, yüzey kalitesi genellikle daha düşüktür ve boyutsal hassasiyeti sınırlıdır. Bu sebeple, karmaşık geometrilere sahip nesnelerin üretiminde tercih edilmez (Ngo ve ark., 2018).

2.1.8.11. BJT Üretim Tekniği

Bu 3D yazıcı tekniği, bağlayıcı püskürtme teknolojisine dayanmaktadır ve temel olarak mürekkep püskürtmeli yazıcıların çalışma prensibine benzer bir yapıya sahiptir. Bu teknik, ince bir toz altlık katmanı üzerine sıvı bağlayıcı malzemenin püskürtülmesiyle model oluşturulmasını sağlar (Groth ve ark., 2014; Van Noort, 2012). Model, toz yatağı üzerinde sıvı bağlayıcı maddenin bir tank içerisine katman katman biriktirilmesi yoluyla inşa edilir. Her yeni katman, katman silindiri yardımıyla taşınan toz ile oluşturulur (Walters ve ark., 2009).

2.2. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Tespit Yöntemleri

2.2.1. Işık ve Renk

Renkler, etrafımızdaki nesnelerden veya ışık kaynaklarından gözümüze gelen ışığın bir sonucu olarak ortaya çıkar. Farklı renkler, aslında ışığın farklı parçacıklarından oluşur. Bu parçacıkların büyüklüğü renkleri belirler. Gözümüz bu farklı büyüklükteki parçacıkları algılayarak renkleri görür. Ancak aynı renge bakan iki kişi, o rengi biraz farklı algılayabilir (Polat, 2012).

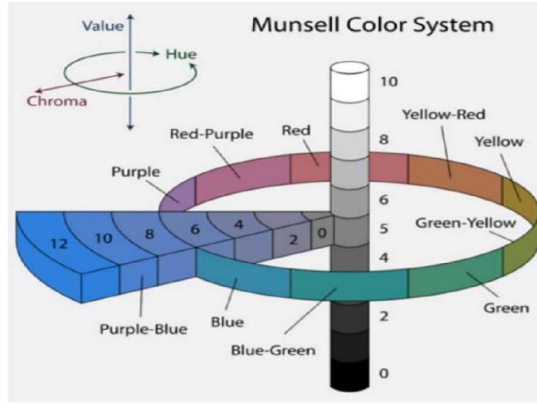
Görünür ışık, elektromanyetik spektrumun yaklaşık 360-780 nm aralığını kapsayan, insan gözünün algılayabildiği kısımdır. Farklı dalga boyları farklı renklerle

ilişkilendirilir. Bir prizma veya difraksiyon ızgarası gibi optik bir araç kullanılarak, beyaz ışık bileşen renklerine ayrıştırılabilir ve böylece, görünür spektrum elde edilir. Bu spektrumda, mor en yüksek frekanslı (en kısa dalga boyu) ve kırmızı ise en düşük frekanslı (en uzun dalga boyu) renkleri temsil eder (Chu, 2002).

Renk algısının subjektif olması ve kişiden kişiye değişebilmesi, renklerin doğru ve objektif bir şekilde tanımlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, renklerin standartlaştırılması için çeşitli renk sistemleri geliştirildi. Bunlar arasında en yaygın kullanılanları Munsell ve Commission Internationale de l'Eclairage (CIE: Uluslararası Bildirim Komisyonu) $L^*a^*b^*$ renk sistemleridir. Bu sistemler, renkleri sayısal değerlerle ifade ederek farklı kişiler arasında ortak bir renk anlayışı sağlamayı amaçlar. Günümüzde dijital teknolojilerin gelişmesiyle birlikte, red-green-blue (RGB: kırmızı-yeşil-mavi) gibi renk modelleri, bilgisayar ortamında renklerin temsili ve işlenmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu modeller insan gözünün renk algısını simüle ederek, diş hekimliği gibi alanlarda da renk uyumunun sağlanmasına yardımcı olur (Chu, 2004; Çal ve ark., 2005).

2.2.2. Munsell Renk Sistemi

Renk biliminin köklü geçmişinde önemli bir yere sahip olan Munsell renk sistemi, 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirildi (Wee, 2006). Munsell renk sistemi, renkleri 3D bir uzayda temsil eden ve renklerin daha kesin bir şekilde tanımlanmasını sağlayan bir sistemdir (Sproull, 2001). Renkleri üç boyutlu bir uzayda tanımlayan Munsell renk sisteminde; ton (hue), renk değeri (value) ve doygunluk (chroma) olmak üzere üç temel özellik ile ifade edilir (Şekil 2.4.) (Paravina & Powers, 2004).



Şekil 2.4. Munsell renk sistemi

Renk tonu, bir rengin diğerlerinden ayırt edilmesini sağlayan temel özelliktir (Jane D Brewer ve ark., 2004; O'Brien, 2002). Renk değeri, bir rengin açıklık veya koyuluk derecesini ifade eder. Başka bir deyişle, bir rengin ne kadar beyaz veya siyah olduğu değer ile belirlenir. Munsell renk sistemi, renk değerini 0 ile 10 arasında bir sayıyla ifade ederken; 0 tamamen siyahı, 10 ise beyazı temsil eder (Roy Choudhury & Naskar, 2019). Kroma, bir rengin içindeki ana renk tonunun yoğunluğunu ifade eder. Başka bir deyişle, bir rengin ne kadar canlı veya soluk olduğu, kroma değeri ile belirlenir (Sproull, 2001).

2.2.3. CIE XYZ Renk Sistemi

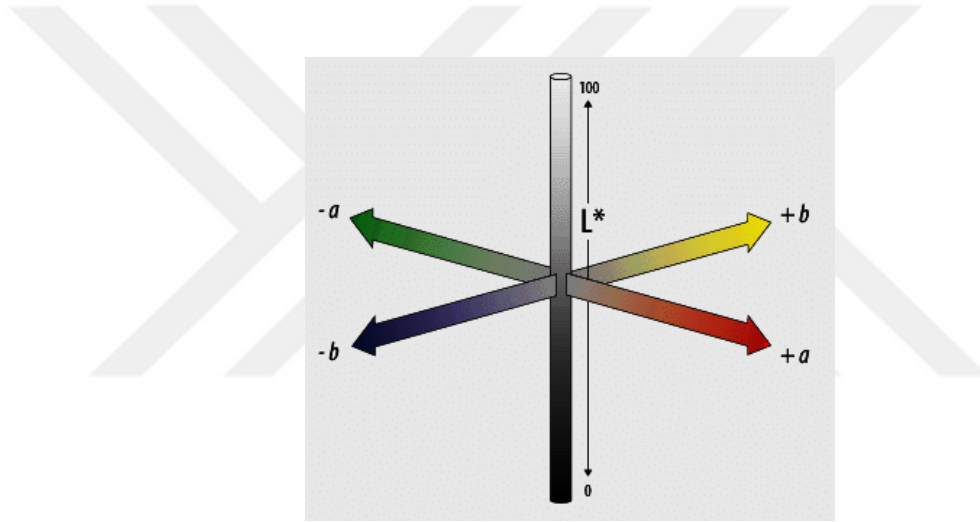
CIE tarafından 1931 yılında geliştirilen CIE XYZ renk sistemi, standart aydınlatıcılar (A, B, C, D50, D65, E, F) ve gözlemciler (2° , 10°) altında renkleri iki boyutlu olarak ifade etmeyi mümkün kılar (Bayindir ve ark., 2007).

CIE XYZ renk sistemi, insan gözünün renkleri algılama şeklini matematiksel olarak modelleyen bir sistemdir. Bu sistemde; X, Y ve Z değerleri sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renklerin yoğunluklarını temsil eder. Ancak, CIE XYZ sistemi, renklerin yüzeyler arasındaki farklılıklarını tam olarak ifade etmekte yetersizdir. Bu nedenle, renk biliminde daha gelişmiş sistemler kullanılmaktadır (Sproull, 1973).

2.2.4. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk uzayı, 1976 yılında insan gözünün renk algısına daha uygun bir model olarak geliştirildi. Renkleri 3D bir uzayda temsil eden bu sistem, özellikle renk farklılıklarının daha doğru ölçülmesi ve klinik uygulamalarda kullanılabilmesi açısından avantaj sağlamaktadır (Rosenstiel SF, 2006).

CIE L*a*b* renk uzayı, renkleri üç boyutlu bir koordinat sistemi içinde tanımlar. Bu sistemde L, a ve b olmak üzere üç ana eksen bulunur ve bu eksenler renkleri tanımlamak için kullanılır (Şekil 2.5.) (Ohno, 2000).



Şekil 2.5. CIE L*a*b*renk uzayında L, a, b eksenleri

CIE L*a*b* renk uzayında, L* parametresi bir rengin parlaklık veya koyuluk seviyesini ifade eder. Bu değer, 0 ile 100 arasında değişir. 0 değeri mükemmel siyahı, 100 değeri ise mükemmel beyazı temsil eder (O'Brien, 2002). CIE L*a*b* renk uzayında, a* eksenini bir rengin kırmızı-yeşil eksenindeki konumunu ifade eder; pozitif a* değerleri kırmızımsı tonları, negatif a* değerleri ise yeşilimsi tonları gösterir. b* eksenini ise sarı-mavi eksenindeki konumu belirtir; pozitif b* değerleri sarımsı tonları, negatif b* değerleri ise mavimsi tonları ifade eder. (Bayındır & Wee, 2006; Jane D Brewer ve ark., 2004; Paravina & Powers, 2004).

CIE L*a*b* renk uzayında, iki renk arasındaki farklılık, delta E (ΔE_{Lab}) olarak adlandırılan bir değerle ifade edilir. ΔE_{Lab} , iki rengin L*, a* ve b* değerleri arasındaki farkların karelerinin toplamının karekökü alınarak hesaplanır. Bu formül, insan gözünün renk farklılıklarını algılama şekline daha yakın bir sonuç verir. ΔE_{Lab} değeri ne kadar büyükse, iki renk arasındaki fark o kadar fazladır.

Hesaplama kullanılan formül: $\Delta E_{Lab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$
(McDonald, 1988)

İki renk arasındaki farkı ifade eden ΔE değeri, farklı materyaller ve uygulamalar için farklı kabul edilebilirlik sınırlarına sahiptir. Yapılan çalışmalar, insan gözünün renk farklılıklarını algılama eşiğinin 1 ile 3.7 ΔE arasında değiştiğini göstermektedir (Hekimoğlu ve ark., 2000; Johnston & Kao, 1989; Paravina & Powers, 2004; Rd, 1999; Schulze ve ark., 2003; Seghi ve ark., 1986; Sproull, 1973; Zhang ve ark., 2000). Bu değerlerin üzerindeki farklar, genellikle çıplak gözle fark edilirken; altındaki farklar çoğu zaman ayırt edilemeyebilir (O'Brien, 2002).

2.2.5. CIEDE2000 Renk Sistemi

CIE L*a*b* renk sistemi, uzun yıllar boyunca renk ölçümü için standart olarak kabul edilmiş olsa da bazı sınırlamalara sahipti, bu sınırlamaları gidermek amacıyla araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü geliştirildi (Luo ve ark., 2001; Sharma ve ark., 2005). Bu yeni formül, özellikle farklı ışık koşullarında ve gözlemciler arasında daha tutarlı renk farkı algılaması sağlayarak, renk eşleşmesi çalışmalarında daha doğru sonuçlar vermektedir (Ghinea ve ark., 2010). Özellikle diş hekimliği gibi renk hassasiyetinin önemli olduğu alanlarda, ΔE_{00} formülü, protez ve restorasyonların doğal dişlerle uyumlu renklerde üretilmesini sağlamak için yaygın olarak kullanılmaktadır.

ΔE_{00} formülü, renk farklılığını daha hassas bir şekilde hesaplamak için kullanılan gelişmiş bir modeldir. Bu formülde $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ gibi parametreler, sırasıyla parlaklık (lightness), kroma (chroma) ve renk tonundaki (hue) değişimleri ifade eder. Bu değerler, örneklerin işlem öncesi ve sonrası nötral gri zemin üzerinde ölçülerek elde edilir. RT (rotasyon fonksiyonu) ise özellikle mavi tonlardaki renk farklılıklarını daha doğru bir şekilde hesaplamak için kullanılan bir düzeltme terimidir.

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L'/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/K_H S_H)^2 + RT(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2} \text{ (Luo ve ark., 2001)}$$

Formüldeki S_L , S_C ve S_H ağırlıklandırma fonksiyonları, farklı renk bileşenlerinin toplam renk farkına olan etkisini düzenler. K_L , K_C ve K_H parametreleri ise aydınlatma koşulları, zemin rengi gibi faktörlerin renk algısı üzerindeki etkisini hesaba katmak için kullanılan düzeltme faktörleridir (Luo ve ark., 2001).

2.2.6. Renk Tespit Yöntemleri

2.2.6.1. Görsel Teknik

Munsell sistemi, rengi 3D ifade eden ve diş rengini görsel olarak ölçmek için yaygın kullanılan bir yöntemdir. Görsel renk skalaları ekonomik ve kolay erişilebilir olmasıyla avantajlıdır, ancak diş renginin seçiminde gözlemcinin bireysel algısına bağlıdır (Clary ve ark., 2016). Klinik diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntem, görsel değerlendirme olsa da bu yöntemin tutarsız sonuçlara yol açabildiği, ortam aydınlatması, yaş, görme bozukluğu ve bireysel renk algısı gibi faktörlerden etkilendiği belirtilir (Aswini ve ark., 2019; Kröger ve ark., 2015; Ristic ve ark., 2016).

Diş hekimliğinde, doğal diş yapısıyla uyumlu renk seçimi için farklı malzemelerden üretilen renk skalaları kullanılır. Bu skalalar, dişlerin doğal renklerini kapsayacak şekilde tasarlanır ve kesici, orta ve servikal kısımlardaki yarı saydamlık ve

renk yoğunluğu farklılıklarını içerir (Boyce, 2021; Hammad, 2003; Hyun ve ark., 2017; Mehta & Nandeeshwar, 2017; Pustina-Krasniqi ve ark., 2017).

2.2.6.2. Kolorimetre

Kolorimetreler, üç uyarıcı değerini kaydeder ve görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi bölgelerindeki ışığı filtreler. Kolorimetreler, spektral yansımayı kaydetme yeteneğine sahip değildir. Ayrıca, filtrelerin aşırı kullanımından dolayı, spektrofotometrelerle karşılaştırıldığında doğrulukları azalabilir (Ballard ve ark., 2017). Bir kolorimetre, emilen ışığın tam bir ölçümünü sunar; ancak, bir spektrofotometre farklı dalga boylarında emilen ışığı nicel olarak belirler (Blaes, 2002).

2.2.6.3. Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri

Dijital kameralar, elektronik ton ölçümü için en temel yöntemi göstermektedir, ancak yine de insan gözüyle belirli bir bağımsız ton seçimini gerektirmektedir (Schropp, 2009). Dışın tonunu ölçmek için dijital görüntüleme sistemleri giderek daha yaygın hale gelmektedir. Kameranın ve görüntü işleme yönteminin kalitesi, hassasiyet ve doğruluğunu etkiler. Doğru standardizasyon prosedürleri ile uygulandığında dijital kameraların dış ve dışı rengini belirlemede güvenilir cihazlardır (J. D. Brewer ve ark., 2004).

2.2.6.4. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, görünür ışık spektrumunda 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerji miktarını ölçer (Chu ve ark., 2010). Ölçülen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIE XYZ, CIE LAB veya CIE LCH) ve çeşitli dış tonu değerlerine dönüştürebilir. Bu tek bir ton olabileceği gibi, bir dış yüzeyindeki ton farklılıklarını da haritalandırabilir. Görsel ve aletlerle ton eşleştirme yeteneği üzerine yapılan sistematik bir incelemede, çalışmaların çoğu spektrofotometre kullanıldığında daha kesin sonuçlar elde edildiğini bildirdi (Chen ve ark., 2012).

Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılımlara ve veri çıktılarına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler mevcuttur (Chen ve ark., 2012; Hugo ve ark., 2005; Sarafianou ve ark., 2012). Bununla birlikte, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır, çünkü çalışmalar eşleştirme tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısından (Sarafianou ve ark., 2012) ve arka plandan (Yuan ve ark., 2012) etkilenebileceğini gösterdi. In-vivo ölçüm sırasında optik lens buğulanması oluşabilir ve bu da yanlış okumalara yol açar. Bu cihazlar temaslı ölçüm cihazları olduğundan, bazı cihazların başlığının diş etlerine karşı sabit tutulması gerektiğinde hasta rahatsızlığı oluşabilir (Stephen, 2003).

2.2.6.5. Spektroradyometre

Spektroradyometreler, nesnelerden yayılan veya yansıyan radyometrik nicelikleri görünür spektrum boyunca ölçer. Renk değerleri sırasıyla parlaklık ve aydınlatma birimleri ile ifade edilerek renk koordinatlarına (CIE XYZ, CIE LAB ve CIE LCH) dönüştürülebilir (Berns, 2019). Spektroradyometre, dahili ışık kaynağı bulunmaması ve temas dışı ölçüm cihazları olması ile spektrofotometreden ayrılır. Spektroradyometrelerin avantajı, materyale temas gerektirmeden renk ölçümü yapabilmeleridir (Joiner & Luo, 2017).

2.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Pürüzlülük Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü, bir materyalin yüzeyindeki ince ve küçük düzensizlikleri ifade eden bir özelliktir (Kocaagaoglu ve ark., 2013). Yüzey pürüzlülüğü, bir restorasyonun biyomekanik ve estetik özelliklerini olumsuz etkileyerek, yapının yaşlanma sürecine daha hassas hale gelmesine neden olabilir (Volpato ve ark., 2011). Sabit protetik restorasyonlarda, yüzey hazırlığı işlemleriyle elde edilen düşük pürüzlülük, biyoyumluluğu artırarak plak birikimini azaltır. Böylece; uzun ömürlü, estetik ve

hijyenik restorasyonlar elde edilmesini sağlar. Yüzey kalitesi, kullanılan aşındırıcıların türü, parlatma süresi ve basıncı gibi faktörlerden etkilenir (Tholt ve ark., 2006).

2.3.1. Profilometreler

Profilometreler, yüzeylerin hassas ölçümü için kullanılan önemli araçlardır. Mekanik, optik ve lazer olmak üzere farklı tipleri bulunmaktadır. Her bir tip, farklı çalışma prensiplerine ve avantajlara sahiptir. Ancak, hepsi yüzeyin pürüzlülüğünü tanımlamak için benzer parametreleri kullanır (Yanıkoglu & Sakarya, 2020).

2.3.1.1. Optik Profilometreler

Optik profilometreler, yüzeylerin üç boyutlu topografik yapılarını, yani yükseklik farklarını ve dalgalanmalarını, yüzeye temas etmeden hassas bir şekilde ölçen optik sistemlerdir. Optik profilometreler, yüzeydeki referans noktaları arasındaki mesafeleri ölçerek, 100 metrekaresel bir alanda birkaç nm'lik çözünürlük sağlayabilir. Bu özelliği sayesinde, yüzeylerin doğal yapısı, kusurları ve pürüzlülüğü hakkında detaylı bilgi verir (Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007).

2.3.1.2. Mekanik (Kontak uçlu) Profilometreler

Kontak uç profilometresi, yüzey pürüzlülüğünü ölçme konusunda uzun bir geçmişe sahip köklü bir tekniktir. Bu yöntemde, incelenecek yüzey üzerinde sivri bir elmas uçla tarama yapılır. Uçların çapı genellikle 1.5 ila 2.5 μm arasında değişir, ancak; uçların şekli farklılık gösterebilir. İnceleme uçları, ölçüm yapılan yüzeydeki pürüzlülükleri çapraz yönde ve belirli bir uzunluk boyunca hareket ettirirken oluşan titreşimleri büyüterek bir şerit üzerine kaydedilebilir veya bir gösterge aracılığıyla okunarak yüzeyin pürüzlülüğü belirlenebilir (Çökük, 2009; Şahin & Uzun, 2020).

Chisel tip uçlar ($0.25 \times 0.25 \mu\text{m}$) belirli darbeleri ölçmek için kullanılırken, konik uçlar mikro pürüzlülüklerin ölçülmesinde tercih edilir. Mekanik, pnömatik, optik veya elektronik olarak üretilen bu cihazlarda, izleyici ucun yüzey üzerindeki basıncı 0.05 ile

100 mg arasında değişebilir ve pürüzlülük büyütme oranı 100.000 kata kadar çıkabilir (Şahin & Uzun, 2020).

Mekanik profilometrelerde, dijital ve analog donanım ile yazılım kullanılarak ölçüm değerleri kaydedilir. Bu değerler; Ra (aritmetik ortalama pürüzlülük), Rmax (belirli bir mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arasındaki mesafe) ve Rz (belirli bir mesafedeki 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalaması) olarak tanımlanır. Yüzey pürüzlülüğü genellikle ortalama pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilir (Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

2.3.1.3. Lazer Profilometreleri

Lazer profilometresi, yüzeye temas etmediği için mekanik profilometrelerin birçok dezavantajını ortadan kaldırabilir. Bu teknikte, yüzeye genellikle yaklaşık 100 µm çapında bir lazer ışık noktası yönlendirilir (Rodriguez ve ark., 2009). Lazer profilometresi, yüzey topografisini oluşturmak için ya lazer ışınının sapmasını ölçer ya da beyaz ışık kullanarak konfokal ilke temelinde çalışır (De Groot, 1991). Ancak, dişin sert dokularında yapılan lazer taramalarında, sonuçlar renk ve şeffaflık gibi faktörlerden etkilenebilir (Çökük, 2009). Yüzey pürüzlülüğünü belirlemede genellikle Ra değeri kullanılır (Babina ve ark., 2020).

2.4. Yüzey Sertliği ve Sertlik Ölçüm Yöntemleri

Sertlik, bir maddenin diş etkilere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (Abt, 2010). Protetik diş tedavisinde kullanılan materyaller, ağız içindeki çeşitli etkilere maruz kalır. Bu etkilerle başarılı bir şekilde başa çıkabilmeleri, yüksek yüzey sertliği değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Sertlik, bir materyalin mekanik dayanıklılığını artırır ve çizilme, kırılma, aşınma gibi etkilere karşı direncini yükseltir. Ayrıca, materyalin kuvvetler karşısında şeklinin korunmasına da yardımcı olur (Ulusoy ve ark., 1999; Zaimoğlu ve ark., 1989).

Diş hekimliğinde sabit protetik tedavi materyallerinin sertlik değerlendirmesinde genellikle Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers testleri kullanılır. Hangi test yönteminin seçileceği, test edilen materyalin özelliklerine ve ihtiyaç duyulan hassasiyete göre belirlenir (Kakaboura ve ark., 2007; Seymen & Gülhan, 1996).

2.4.1. Brinell Sertlik Testi

Metallerin sertliğini belirlemede kullanılan en eski yöntemlerinden biri olan Brinell sertlik testinde, bir çelik bilyenin belirli bir yük altında malzemenin pürüzsüz yüzeyine baskı yapmasıyla gerçekleştirilir. Bu testte, bilyenin bıraktığı izin yüzey alanı kullanılarak sertlik ölçülür. Çökme izinin büyüklüğü ne kadar küçükse, metalin sertlik derecesi de o kadar yüksek olur. Ancak, çelik bilye kırılğan malzemeleri kolayca kırabileceğinden, bu yöntem kırılğan ve elastik özellik gösteren materyaller için uygun değildir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.4.2. Knoop Sertlik Testi

Bu testte, geometrik şekilde kesim yapan bir delme aleti kullanılır. Yüzeyde meydana gelen çöküntü, elmas veya rombik şekildedir. Gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarının uygulanan yüke bölünmesiyle Knoop Sertlik Numarası (KHN) elde edilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.4.3. Rockwell Sertlik Testi

Bu testte, Brinell testine benzer şekilde çelik bir bilye veya bazen elmas bir uç kullanılır. Ancak, bu testte çökme çapını ölçmek yerine, aletin üzerindeki ölçekten doğrudan derinlik ölçümü yapılır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.4.4. Vickers Sertlik Testi

Sertliği ölçülecek malzemenin yüzeyine, elmas tabanlı piramit biçimindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegenlerinin ölçülmesi temeline dayanır. Vickers sertlik değeri (VHN), piramit

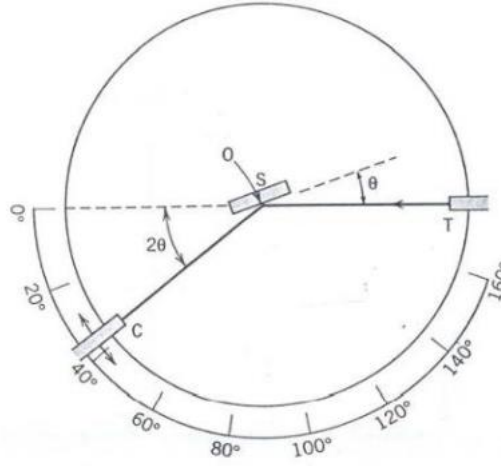
şeklindeki bu ucun belirli bir yük ve süre boyunca uygulanması sonucu malzeme yüzeyinde bıraktığı izin büyüklüğü ile belirlenen bir değerdir. Bu yöntem, özellikle kırılğan malzemelerin sertliğini ölçmek için uygun olup, dış yapısının sertlik ölçümünde de yaygın olarak kullanılmaktadır (Whitehead ve ark., 1995; Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5. X Işını Kırınımı (XRD) Analizi

XRD tekniği, seramik ve metal gibi kristal yapıya sahip malzemelerin moleküler yapısını ve geometrisini belirlemek için kullanılan bir yöntemdir. Bu teknik, malzemelerin kristal yapısını, fiziksel ve kimyasal işlemlerin kristal yapı üzerindeki etkilerini ve kristal boyutlarını incelemek amacıyla kullanılmaktadır (Cullity & Stock, 2001).

XRD yöntemi, materyallerin kimyasal ve kristalografik yapısını ayrıntılı bir şekilde inceleme olanağı sunan, çok yönlü ve tahribatsız bir tekniktir. Bu teknik, atomların dizilim ve yerleşimi hakkında da bilgi sağlar (Pittayachawan, 2009). XRD analizi, temel kullanım alanlarının ötesinde, materyaller üzerinde fiziksel etkilerin neden olduğu streslerin incelenmesi, kimyasal analizlerde miktar ve kalite tayini ile yeni malzemelerin geliştirilmesi gibi çeşitli uygulama alanlarında da yaygın olarak kullanılmaktadır (Samuel ve ark., 1989).

Şekil 2.6.'da gösterilen bir difraktometre, bir malzemenin kristal yapısını belirlemek için kullanılan temel bir araçtır. Bu cihazda, monokromatik (tek renkli) X ışınları, bir örnek üzerine belirli bir açıyla gönderilir. Örnek, bir eksen etrafında sürekli olarak döndürülürken, X ışınlarının bir kısmı örnekteki atom düzlemleri tarafından kırınım (difraksiyon) olayına uğrar. Kırınan X ışınları, belirli açılarda yoğunlaşarak bir difraksiyon deseni oluşturur (Samuel ve ark., 1989).



Şekil 2.6. Difraktometrenin şematik gösterimi

Şekil 2.6.'da gösterildiği gibi, X ışını kaynağı (T), örnek (S) ve dedektör (C) belirli bir geometrik düzenle yerleştirilir. Örnek, O eksenini etrafında döndürüldükçe, dedektör de 2θ açısıyla hareket ederek kırınan ışınları sürekli olarak tarar. Bu açı, Bragg yasası olarak bilinen bir ilişki ile kırınım olayını açıklar. Bragg yasası, X ışınlarının dalga boyu, kristal düzlemleri arasındaki mesafe ve difraksiyon açısı arasındaki ilişkiyi verir (Cullity & Stock, 2001).

Detektör, kırınan X ışınlarının yoğunluğunu ölçerek bir difraktogram elde eder. Bu difraktogramdaki pikler, malzemenin kristal yapısı hakkında önemli bilgiler verir. Piklerin konumu, kristal düzlemleri arasındaki mesafeleri, piklerin şiddeti ise kristal yönlerindeki atom yoğunluklarını belirlemek için kullanılır (Woolfson, 1997).

2.5.1. Rietveld Analizi

Rietveld yöntemi, materyallerin hassas nicel faz analizine olanak tanır. Stabil çalışan yazılımların geliştirilmesi ve yüksek performanslı dedektörlerin kullanılması sayesinde, örnek hazırlama, ölçüm ve değerlendirme dahil olmak üzere X ışını ile yapılan bir nicel faz analizi kısa bir sürede gerçekleştirilebilir. Bu analiz, çok fazlı karışımlardaki nicel faz miktarlarının belirlenmesi için güçlü bir yöntemdir (Walenta & Füllmann, 2004).

Yöntemin prensibi, kristal yapısının bir modelinden hesaplanan yoğunlukların, en küçük kareler iyileştirme yöntemi ile gözlemlenen X ışını toz desenine uydurulmasıdır. Bu, kristal yapısı parametreleri ve tepe profilleri değiştirilerek gözlemlenen ve hesaplanan toz desenleri arasındaki farkın en aza indirilmesiyle yapılır. Tüm toz deseni dikkate alındığı için tepe örtüşmesi sorunları en aza indirilir ve doğru nicel analizler elde edilebilir (Walenta & Füllmann, 2004).

2.6. Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) tekniği, dünya genelinde birçok disiplinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Francis ve ark., 2010). SEM, yüzeylerde oluşan çiziklerin ve kusurların incelenmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Ancak, üç boyutlu yüzey yapısını görüntüleyememesi ve vakum veya örnekler için özel işlem (örneğin kaplama) gerektirmesi gibi bazı kısıtlılıkları bulunmaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).

ESEM yönteminin geleneksel SEM yöntemine göre avantajı, sıcaklık, basınç ve gaz akışı gibi faktörler aracılığıyla örnek ortamının seçilebilmesi ve bu sayede yüksek vakum koşullarına duyulan ihtiyacın ortadan kalkmasıdır (Danilatos, 1990). Hatta, uçucu bileşenler içeren örnekler, ek iletken kaplama kullanılmaksızın incelenebilir. Ayrıca, incelenen örnek, gaz akışı ve 50 torr'a kadar basınç ve 1500 °C'ye kadar sıcaklık koşulları altında farklı durumlarda (ıslak, yağlı) test edilebilir (Donald, 2003; Tai & Tang, 2001).

Çalışma prensipleri ve üretim süreci klasik SEM'e dayanmaktadır; ancak ESEM'de, elektron ışını tüpündeki hedef basınçlar izolasyon vanaları ve diferansiyel pompalama ile sağlanmaktadır. Ayrıca, ESEM'de birden fazla basınç sınırlandırıcı diyafram (Pressure Limiting Apertures) kullanılmakta ve numune odası, elektron ışını saçılmadan korumak için yüksek vakumda tutulan kolon kısmından ayrılmaktadır (Mazumder ve ark., 2018). Numunenin etrafında gazlı bir ortam kullanılırken, elektron

tabancası yaklaşık 10^{-6} torr civarında standart basınçlarda tutulmaktadır (Tai & Tang, 2001).



3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması için etik bildirim ve intihal beyan formu Ek-1 dosyası olarak eklerde sunuldu. Çalışma, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan 2023/ 69 no'lu kararla onaylandı (Ek-2).

Çalışmanın tekrarlayan fırınlama işlemleri ve renk ölçüm analizleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde gerçekleştirildi. Vickers sertlik testi analizleri ve pürüzlülük ölçümleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çevresel taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) elde edildi. X ışını kırınımı analizi ve 3 boyutlu yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Yapılan power analizi sonucunda (G*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Üniversität Kiel, Almanya) (power = 80, α = 0.05, f=0.40) bu çalışmanın gerçekleştirilmesi için her bir alt grupta (n=13) 13 örneğin olmasına, ESEM, 3 boyutlu profilometre analizi ve XRD görüntüleme işlemleri için ise her bir alt grubu temsil edecek birer örneğin kullanılmasına karar verildi.

Araştırmada kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1. ve Tablo 3.2.'de verildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

CAD/CAM zirkonya	Katana HT; Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya
3D zirkonya	LithaCon 3Y 210; Lithoz, Viyana, Avusturya

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
CAD/CAM kazıma cihazı	DWX-52D; DGShape, a Roland Şirketi, Hamamatsu, Japonya
3D yazıcı	CeraFab S65 Medical; Lithoz GmbH, Viyana, Avusturya
Fırınlama cihazı	Programat P310; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Renk ölçüm cihazı (Spektrofometre)	Vita Easyshade V; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Pürüzlülük ölçüm cihazı	Taylor Hobson Surtronic 25; Taylor Hobson, Leicester, Birleşik Krallık
3 boyutlu pürüzlülük haritalama	P-7 profilometre; KLA Tencor, Milpitas, Kaliforniya, ABD
Sertlik ölçüm cihazı	TMTech HV 1000B; TMTeck Manufacturing Ltd., Pekin, Çin
ESEM görüntüleme	Quanta FEG 250; FEI Şirketi, Hillsboro, Oregon, ABD
X ışını kırınım cihazı	Empyrean; Malvern Panalytical Şirketi, Worcestershire, Birleşik Krallık

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma kapsamında kullanılan zirkonya örnekler 2 farklı üretim tekniği ile üretildi:

1. CAD/CAM cihazı ile kazımalı üretim yöntemi (Şekil 3.1.)
2. 3D Yazıcı ile eklemeli üretim yöntemi (Şekil 3.2.)

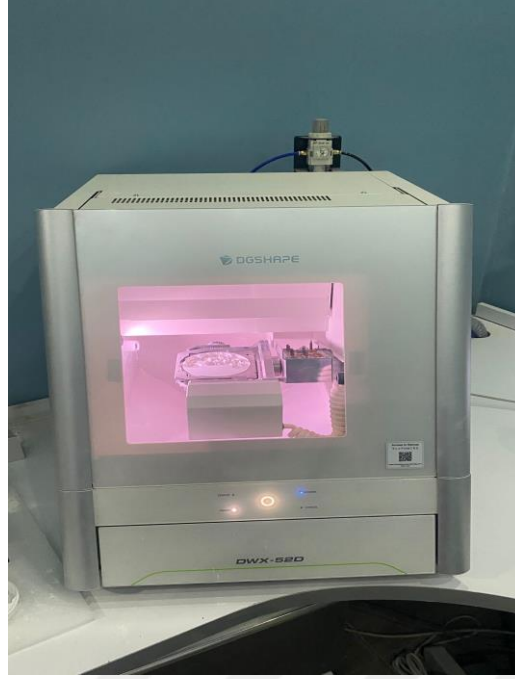


Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM zirkonya blok



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan 3D zirkonya likit

Tasarımı yapılan örneklerin üretimi CAD/CAM kazıyıcı (DWX-52D) (Şekil 3.3) ve 3D yazıcı ile (CeraFab S65 Medical) 2 farklı laboratuvarıda gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



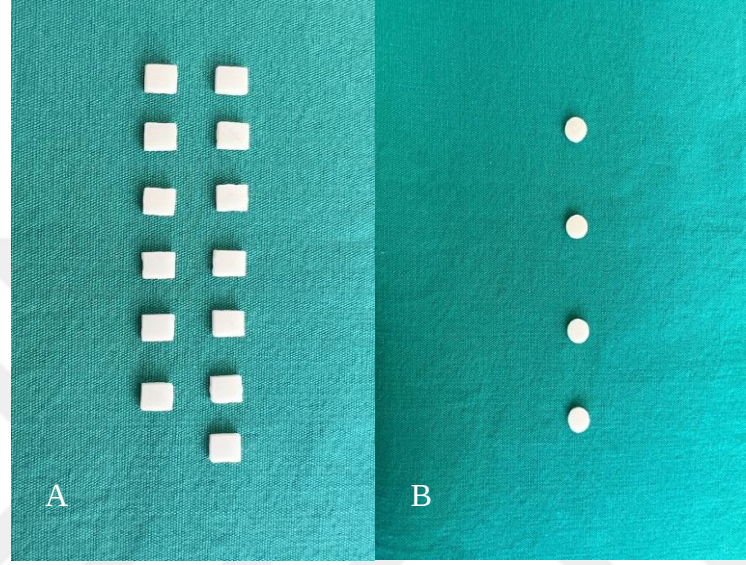
Şekil 3.3. CAD/CAM kazıma cihazı



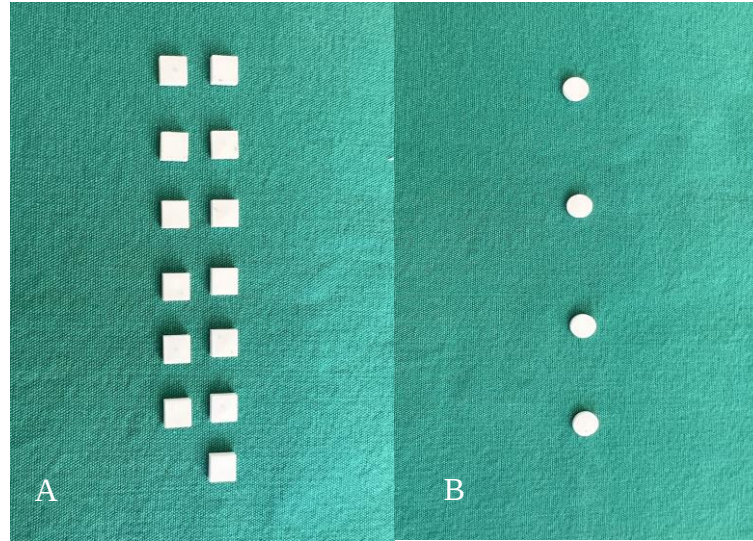
Şekil 3.4. 3D yazıcı ile zirkonya örneklerin üretimi

Bu çalışmada, CAD/CAM yöntemiyle üretilen örnekler A1 renk tonunda ve 3D yazıcı ile üretilen örnekler 0M1 renk tonunda hazırlandı (Şekil 3.5. A,B; Şekil 3.6. A,B). Optik ve mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde kullanılan örnekler 5 x 5 x 1 mm (Alp

ve ark., 2018; Döğüşcü ve ark., 2023) boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde hazırlandı. XRD analizi, ESEM analizi ve 3 boyutlu profilometre görüntüleme için 6 x 1.35 mm (Alghazzawi ve ark., 2012; Ozdogan & Tosun, 2024; Tabatabaian ve ark., 2019) disk şeklinde örnekler hazırlandı.



Şekil 3.5. CAD/CAM zirkonya örnekler: Kare örnekler (A), disk örnekler (B)



Şekil 3.6. 3D zirkonya örnekler: Kare örnekler (A), disk örnekler (B)

3.2. Örneklerin Fırınlama İşlemleri

Fırınlama işlemleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda yapıldı.

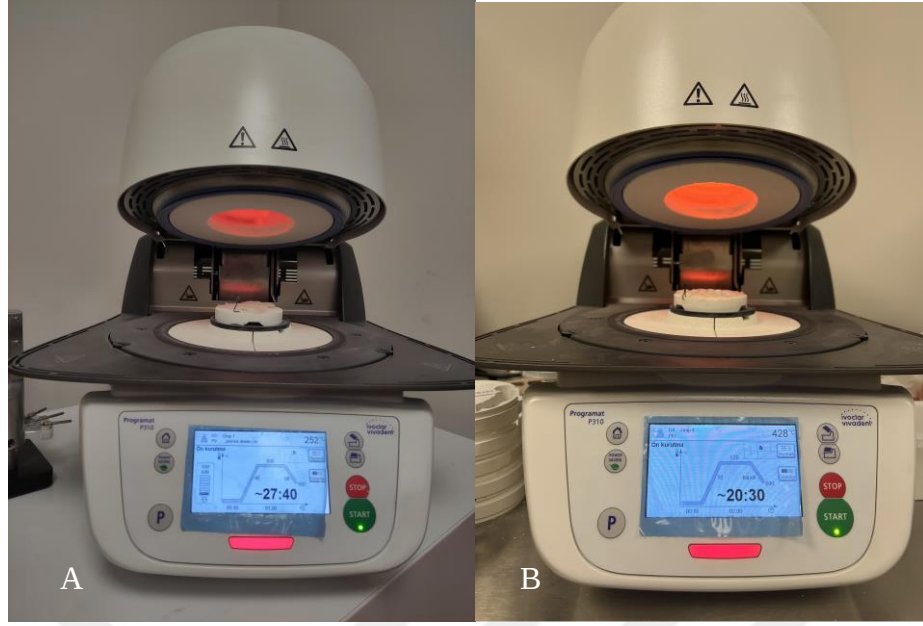
Sinterizasyon işlemi tamamlanan her bir örnek glaze porseleni ısıtma işlemlerine üretici firma talimatlarına uygun olarak tabi tutuldu (Tablo 3.3.).

Analiz sonuçlarını etkilememesi için örnek yüzeylerine glaze porseleni uygulanmadı ve analizler için kullanılacak yüzeylerin fırınlamada karıştırılmaması için örneklerin ölçüm yapılmayacak yüzeylerine işaret konuldu ve 1'den 13'e kadar numaralandırıldı. Kare şeklindeki örneklerin ilk fırınlama işleminden sonra renk, pürüzlülük ve sertlik ölçümleri yapılarak veriler kaydedildi. Her bir tekrarlayan fırınlama işleminden sonra kare şeklindeki örneklerin renk, pürüzlülük ve sertlik ölçümleri tekrarlanarak veriler kaydedildi. Her bir fırınlama işlemini temsilen birer adet disk şeklinde örnek başlangıçta hazırlandığından dolayı 3 boyutlu pürüzlülük ölçümü, XRD ve ESEM analizleri disk örneklerle doğrudan uygulandı.

Tablo 3.3. Materyallere ait glaze porseleni fırınlama protokolü

	CAD/CAM Zirkonya	3D Zirkonya
Başlangıç Sıcaklığı(°C)	600	550
Sıcaklık Artışı (°C/dk)	50	40
Son Sıcaklık (°C)	600	650
Bekleme Süresi (dk)	2	3

Mevcut çalışmada tekrarlayan fırınlama sayıları 4 ile sınırlı tutuldu. Grup 1: Kontrol grubu (1 kez fırınlama), Grup 2: 2 kez fırınlama, Grup 3: 3 kez fırınlama ve Grup 4: 4 kez fırınlama şeklinde gruplandırıldı (Şekil 3.7. A,B).

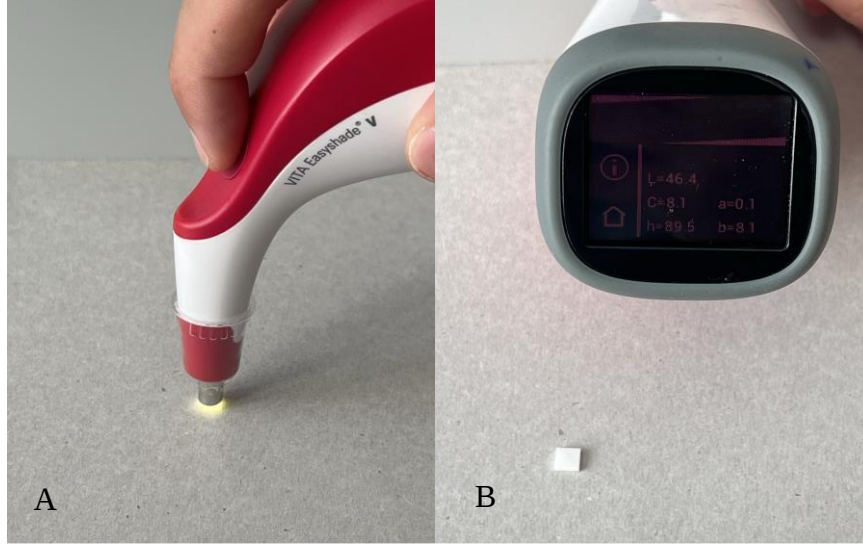


Şekil 3.7. Örneklerin fırınlanması: CAD/CAM örnekler (A), 3D örnekler (B)

3.3. Renk Ölçüm Analizi

Kare şeklindeki örneklerin ilk fırınlama işleminin ardından, 1. grup için renk ölçümleri gerçekleştirilerek L^* , a^* , b^* değerleri kaydedildi. Her bir tekrarlayan fırınlama işleminden sonra örneklerin renk ölçümleri tekrarlandı ve L^* , a^* , b^* değerleri ilgili fırınlama grubuna ait olacak şekilde kaydedildi.

Örneklerin renk ölçümleri, bir spektrofotometre (VITA EasyShade V) yardımıyla gri arka plan üzerinde yapıldı (Şekil 3.8. A,B) (Kalantari ve ark., 2017). Tüm ölçümler, spektrofotometrenin 'tek diş modunda' gerçekleştirildi. Her numunenin orta bölgesinden gri arka planda üçer ölçüm alınarak ortalama değer elde edildi. Her ölçümden önce spektrofotometre, üretici firma talimatlarına göre kalibre edildi.



Şekil 3.8. Örneklerin renk analizi: Spektrofotometre kullanımı (A), L*, a*, b* değerlerinin kaydedilmesi (B)

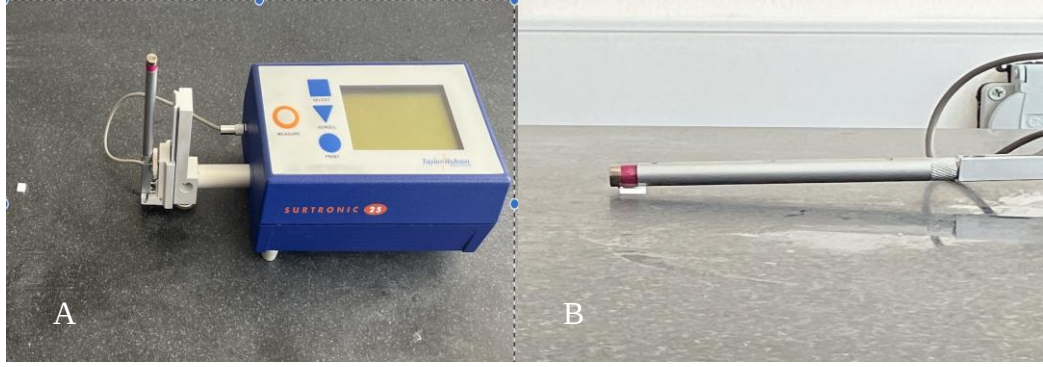
Her bir fırınlama grubuna ait L*, a*, b* değerleri 1-4 şeklinde numaralandırıldı.

1. fırınlama- 2. fırınlama, 2. fırınlama- 3. fırınlama ve 3. fırınlama- 4. fırınlama arasındaki renk farklılıklarını belirlemek için CIEDE2000 formülü kullanıldı. Renk farklılığı formülü: $\Delta E_{00} = [(\Delta L'/K_L S_L)^2 + (\Delta C'/K_C S_C)^2 + (\Delta H'/K_H S_H)^2 + RT(\Delta C'/K_C S_C)(\Delta H'/K_H S_H)]^{1/2}$ (Luo ve ark., 2001).

3.4. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi

Örneklerin yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazı (Taylor Hobson Surtronic 25) yardımıyla değerlendirildi.

Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri 0.8 mm cut off ve 4 mm ölçüm aralığı kullanılarak gerçekleştirildi. Her bir örnek yüzeyinin farklı bölgelerinden 3'er ölçüm alındı (Şekil 3.9. A,B). Elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak ölçüm yapılan örneğin Ra ve Rp değerleri olarak kaydedildi. Kare şeklindeki örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde de renk ölçümünde uygulanan protokole uyuldu. Her bir fırınlama işleminden sonra örneklerin pürüzlülük ölçümleri yapılarak o fırınlama grubuna ait ortalama Ra ve Rp değerleri kaydedildi.



Şekil 3.9. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü: Profilometre cihazı (A), pürüzlülük ölçüm işleminin yandan görüntüsü (B)

Farklı fırınlama gruplarını temsil eden disk şeklindeki birer örneğin 3D yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, Atatürk Üniversitesi DAYTAM Laboratuvarları'nda gerçekleştirildi ve yüzey topografi görüntüleri elde edildi. (Şekil 3.10.).



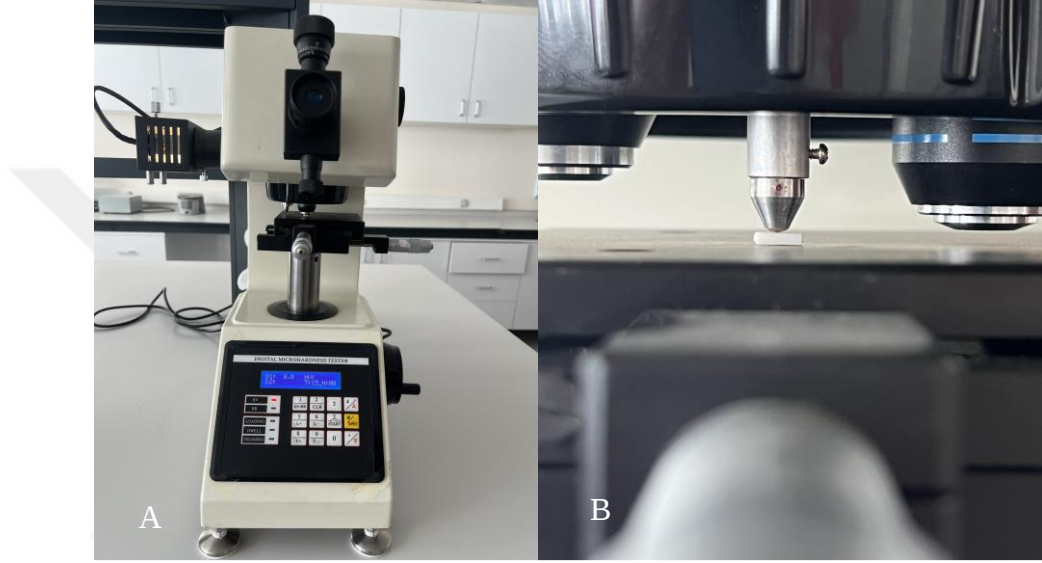
Şekil 3.10. Üç boyutlu profilometre analizi

3.5. Sertlik Ölçüm Analizi

Yüzey sertlik ölçümü için örnekler 9.8 Newton büyüklüğündeki kuvvet 15 sn boyunca Vickers Hardness test cihazı (TMTech HV 1000B) kullanılarak uygulandı (Şekil 3.11. A,B). Örnek yüzeylerinde oluşan piramit görüntüsü tespit edilerek, köşegen uzunluklarını belirten D1 ve D2 uzunlukları ölçüldü. Her bir örnek yüzeyinin farklı üç bölgesinden ölçüm yapıldı, üç ölçümün aritmetik ortalamaları alınarak D1 ve D2

değerleri kaydedildi. Ölçüm işlemlerinin ardından $HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü (Gubicza ve ark., 1996) ile her bir örneğin Vickers sertlik değeri tespit edildi.

Kare şeklindeki örneklerin yüzey sertlik ölçümlerinde de renk ve pürüzlülük ölçümlerinde uygulanan protokole uyuldu. Her bir fırınlama işleminden sonra örneklerin sertlik ölçümleri yapılarak o fırınlama grubuna ait ortalama HV değerleri kaydedildi.



Şekil 3.11. Vickers mikrosertlik analizinin yapılması: Sertlik cihazı (A), ölçüm sırasında sertlik cihazı kullanımı (B)

3.6. XRD Analizi

Çalışmada, fırınlama gruplarını (Grup 1-4) temsil etmek üzere her gruptan birer disk örnek kullanıldı. Örnekler, dalga boyu $1.5419 \text{ (K}\alpha\text{)}$, $20^\circ - 90^\circ$ tarama aralığı, 0.0263° adım boyutu ve $0.067^\circ/\text{s}$ tarama hızı parametreleriyle XRD cihazında (Empyrean) test edildi. XRD analiz verilerinin grafikleri Origin Pro 8.1 yazılımı (<https://www.originlab.com>) kullanılarak elde edildi (Şekil 3.12.).

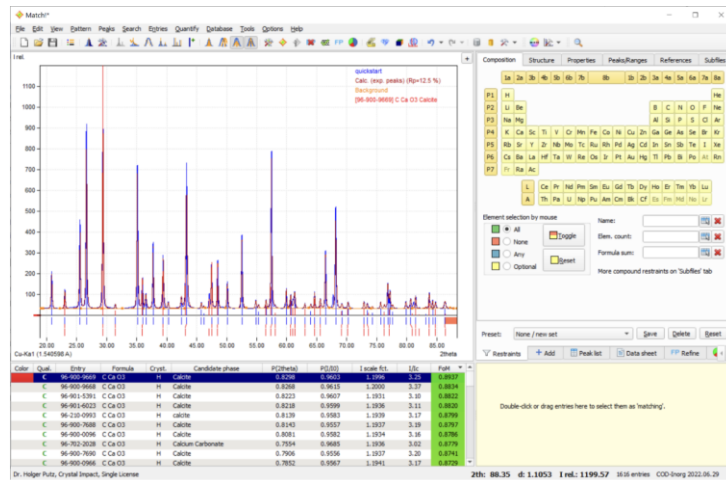


Şekil 3.12. XRD analizinin yapılması

3.6.1. Rietveld Analizi

Çalışmada kullanılan 8 adet disk örneğin (4 adet CAD/CAM örnek ve 4 adet 3D örnek) her biri için ayrı ayrı Rietveld analizi yapıldı.

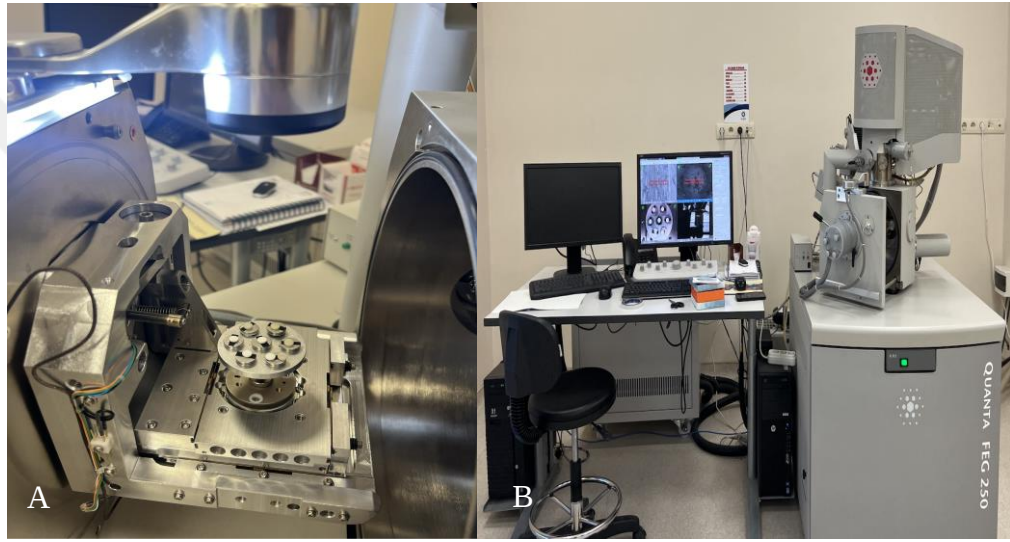
Rietveld analizi yapılırken, ilk olarak Match (Crystal Impact Şirketi, Bonn, Almanya) yazılımında Origin programından elde edilen XRD grafikleri görüntülendi (Şekil 3.13.). Ardından Match yazılımı, numunelerin grafiklerini veri tabanındaki referans grafiklerle karşılaştırarak olası fazları listeledi. Zirkonyanın değerlendirilmek istenen fazları (monoklinik, tetragonal, kübik) belirlendi ve Rietveld analizi seçeneği (Rietveld refinement, Refine) seçildi. Optimizasyon tamamlandıktan sonra uygulama zirkonyanın faz dağılımı ile ilgili bilgileri sundu.



Şekil 3.13. Rietveld analizinin Match uygulaması kullanılarak yapılması

3.7. ESEM Analizi

CAD/CAM ve 3D zirkonya fırınlama gruplarını temsil eden disk şeklindeki birer örnek, belirlenen sıraya uygun olarak ESEM cihazına yerleştirildi (Şekil 3.14. A,B). ESEM görüntüleri, örneklerin kaplanmasına gerek kalmadan ESEM topografi elektron mikroskobu kullanılarak yaklaşık $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$, $\times 5000$ ve $\times 10000$ büyütmelerde alınarak kaydedildi.



Şekil 3.14. ESEM görüntülerinin elde edilmesi: Numunelerin cihaza yerleştirilmesi (A), ESEM görüntüleme cihazı (B)

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin analizi IBM SPSS v20.0 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) programı kullanılarak yapıldı.

Farklı fırınlama sayılarının CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen zirkonyanın faz değişimi, optik ve mekanik özelliklerine etkisinin incelendiği bu çalışmada materyaller, fırınlama sayıları ve ikili interaksiyonların karşılaştırılması amacıyla varyans analizi (iki yönlü ANOVA), tekrarlı ölçümlerde ANOVA ve gruplar arası çoklu karşılaştırmalar için Tukey ve Bonferroni post hoc testleri kullanıldı. Ayrıca, pürüzlülük ve sertlik değerleri

arasındaki korelasyonun belirlenmesi amacıyla Spearman korelasyon testi uygulandı.

İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Renk Analizi Bulguları

Tablo 4.1. CAD/CAM zirkonya grubunun Delta E (ΔE_{00}) değerlerine ilişkin tek yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Fark	39.075	2	19.538	52.680	.000**
Hata	8.901	24	.371		

** : $p < 0,001$

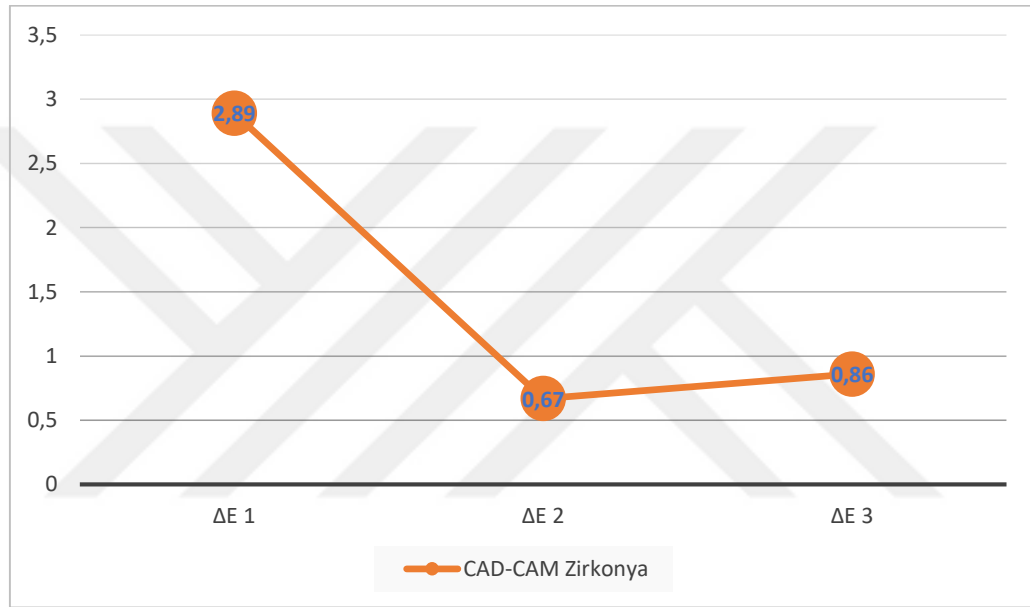
Tablo 4.1.'de CAD/CAM grubunun ΔE_{00} fark ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan tek yönlü tekrarlı ölçümler için varyans analizi sonuçları sunulmaktadır. Ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlandı (Mauchly's $W = .887$; $p = .518$). Küresellik varsayımının karşılandığı ($p > 0.05$) verilere ilişkin tekrarlayan ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Sphericity Assumed değeri kullanıldı. Bu sonuca göre CAD/CAM grubunun ΔE_{00} fark ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F = 52.680$; $p = .000$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post hoc testine göre, 1. fırınlama grubu ile 2. fırınlama grubu arasındaki renk değişimini ifade eden $\Delta E_{00} 1$ (2.89 ± 0.91) değeri, 2. fırınlama grubu ile 3. fırınlama grubu arasındaki renk değişimini ifade eden $\Delta E_{00} 2$ (0.67 ± 0.59) ve 3. fırınlama ile 4. fırınlama arasındaki renk değişimini ifade eden $\Delta E_{00} 3$ (0.86 ± 0.70) değerlerinden anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2.'de ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait grubun ölçümler içindeki değişimlerini gösteren yapı Şekil 4.1.'deki gibidir.

Tablo 4.2. CAD/CAM grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	ΔE_{00} 1 (n=13)	ΔE_{00} 2 (n=13)	ΔE_{00} 3 (n=13)	Post-Hoc Sonuç
		Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
ΔE_{00} Fark	CAD/CAM	2.89 $\pm$ 0.91	0.67 $\pm$ 0.59	0.86 $\pm$ 0.70	1>2,3

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama

**Şekil 4.1.** CAD/CAM grubunun ΔE_{00} ölçümlerinin değişimleri**Tablo 4.3.** CAD/CAM grubunun L^* , a^* ve b^* değerlerine ilişkin tek yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
L^*	122.452	3	40.817	35.602	.000**
Hata	41.273	36	1.146		
a^*	0.168	1.740	.096	5.479	.015*
Hata	0.367	20.884	.015		
b^*	39.102	3	13.034	29.966	.000**
Hata	15.658	36	0.435		

** : $p < 0,001$, * : $p < 0,05$

Tablo 4.3.'te CAD/CAM grubunun L^* , a^* ve b^* ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan tekrarlı ölçümler için tek yönlü varyans analizi sonuçları sunulmaktadır. L^* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlandı (Mauchly's $W=0.695$; $p=0.393$). Küresellik varsayımının karşılandığı ($p>0.05$) verilere ilişkin tekrarlayan ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Sphericity Assumed değeri kullanıldı. Bu sonuca göre CAD/CAM grubunun L^* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F=35.602$; $p=0.000$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post hoc testine göre, 1. Fırınlama (89.05 ± 0.73) değeri, 2. Fırınlama (85.74 ± 1.28), 3. Fırınlama (86.00 ± 1.06) ve 4. Fırınlama (85.05 ± 1.72) değerlerinden anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.4.).

Analizlerde a^* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.134$; $p=0.001$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p<0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Bu sonuca göre CAD/CAM grubunun a^* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F=5.479$; $p=0.015$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post-hoc testine göre, 2. Fırınlama (1.77 ± 0.14) ve 4. Fırınlama (1.71 ± 0.14) değerleri 3. Fırınlama (1.61 ± 0.12) değerinden anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.4.).

Analizlerde b^* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlandı (Mauchly's $W=0.420$; $p=0.099$). Küresellik varsayımının karşılandığı ($p>0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Sphericity Assumed değeri kullanıldı. Bu sonuca göre CAD/CAM grubunun b^* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F=29.966$; $p=0.000$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni

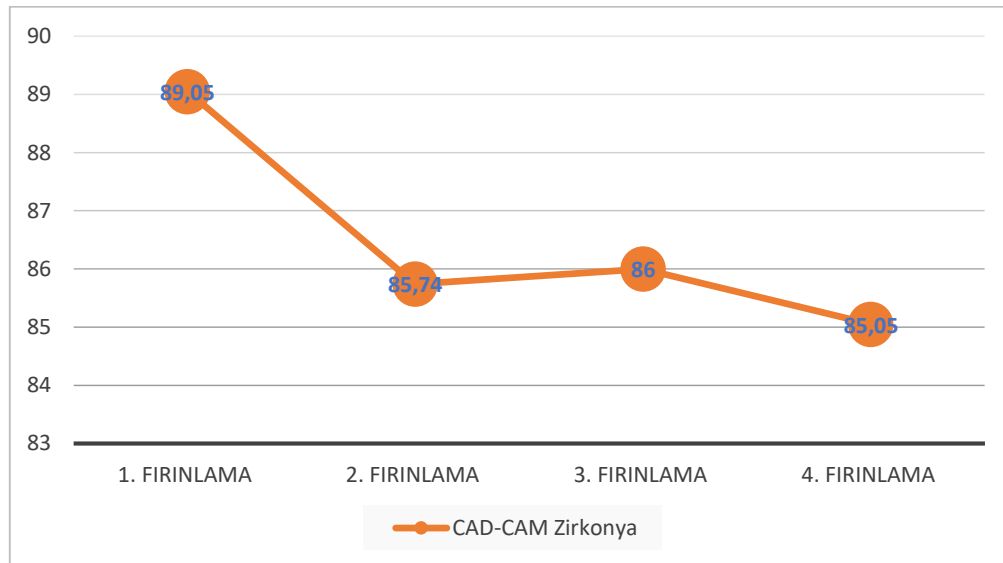
post hoc testine göre, 1. Fırınlama (29.72 ± 0.76) değeri, 2. Fırınlama (27.72 ± 0.83), 3. Fırınlama (27.88 ± 0.50) ve 4. Fırınlama (27.60 ± 1.01) değerlerinden anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4.'te L^* , a^* , b^* ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait grubun ölçümler içindeki değişimlerini gösteren yapı Şekil 4.2., Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'teki gibidir.

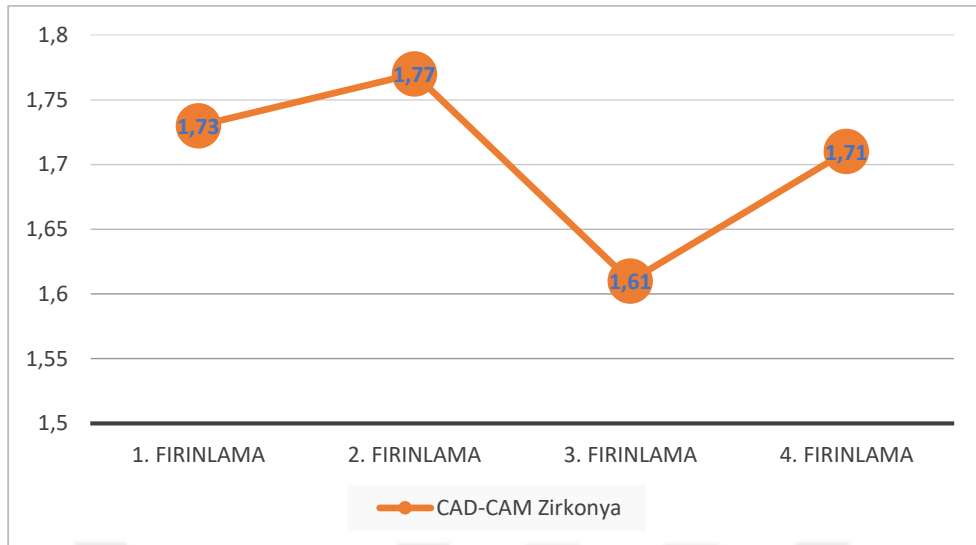
Tablo 4.4. CAD/CAM grubunun L^* , a^* ve b^* değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	1. Fırınlama (n=13)	2. Fırınlama (n=13)	3. Fırınlama (n=13)	4. Fırınlama (n=13)	Post-Hoc Sonuç
		Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
L^*	CAD/CAM	89.05 ± 0.73	85.74 ± 1.28	86.00 ± 1.06	85.05 ± 1.72	1>2,3,4
a^*	CAD/CAM	1.73 ± 0.13	1.77 ± 0.14	1.61 ± 0.12	1.71 ± 0.14	2>3 4>3
b^*	CAD/CAM	29.72 ± 0.76	27.72 ± 0.83	27.88 ± 0.50	27.60 ± 1.01	1>2,3,4

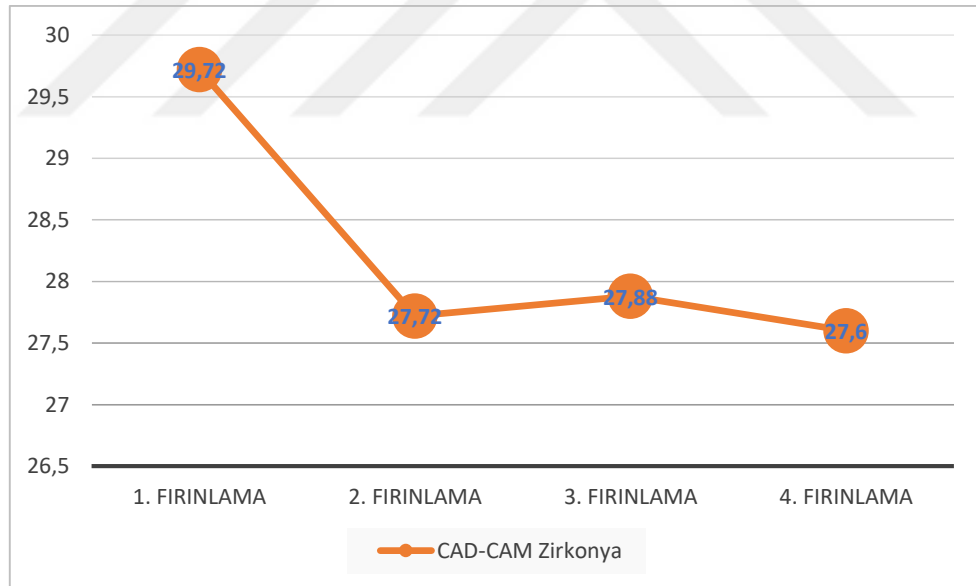
Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama,



Şekil 4.2. CAD/CAM grubunun L^* değeri ölçümlerinin değişimleri



Şekil 4.3. CAD/CAM grubunun a^* değeri ölçümlerinin değişimleri



Şekil 4.4. CAD/CAM grubunun b^* değeri ölçümlerinin değişimleri

Tablo 4.5. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümlerde ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
ΔE_{00} fark	45.530	1.422	32.016	3.923	.052
Hata	139.277	17.065	8.161		

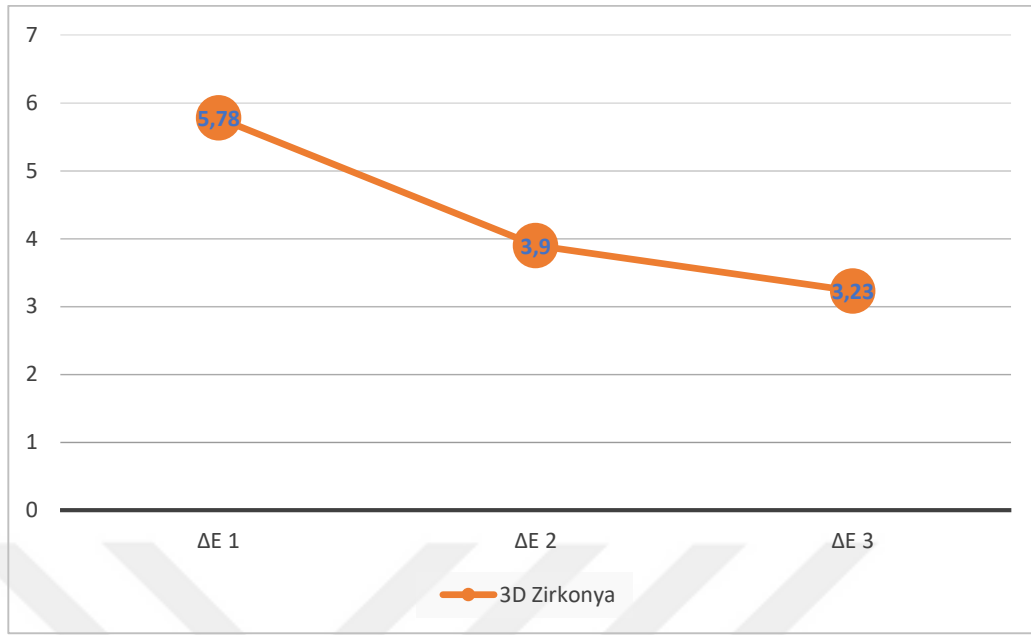
Tablo 4.5.'te 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümler için varyans analizi sonuçları sunulmaktadır. Ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlandı (Mauchly's $W=0.594$; $p=0.057$). Küresellik varsayımının karşılandığı ($p>0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Sphericity Assumed değeri kullanıldı. Bu sonuca göre 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($F=3.923$; $p=0.052$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post-hoc testinde de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olmadığı görüldü (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6.'da ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait grubun ölçümler içindeki değişimlerini gösteren yapı Şekil 4.5.'teki gibidir.

Tablo 4.6. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	$\Delta E_{00} 1$ (n=13)	$\Delta E_{00} 2$ (n=13)	$\Delta E_{00} 3$ (n=13)	Post- Hoc
		Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Sonuç
ΔE_{00} fark	3D zirkonya	5.78 ± 4.64	3.90 ± 2.79	3.23 ± 2.22	

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama



Şekil 4.5. 3D zirkonya grubunun ΔE_{00} ölçümlerinin değişimleri

Tablo 4.7. 3D zirkonya grubunun L^* , a^* ve b^* değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümlerde ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
L^*	57.385	1.456	39.416	1.388	.268
Hata	496.022	17.471	28.392		
a^*	2.554	1.327	1.924	4.573	.039*
Hata	6.701	15.925	.421		
b^*	15.487	1.490	10.397	8.499	.005*
Hata	21.866	17.875	1.223		

*: $p < 0,05$

Tablo 4.7.'de 3D zirkonya grubunun L^* , a^* ve b^* ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümler için varyans analizi sonuçları sunulmaktadır. L^* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.180$; $p=0.003$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p < 0.05$) verilere ilişkin tekrarlayan ölçümler için

ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Bu sonuca göre 3D zirkonya grubunun L* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($F=1.388$; $p=0.268$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post hoc testinde de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olmadığı görüldü (Tablo 4.8.).

Analizlerde a* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.072$; $p=0.000$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p<0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Bu sonuca göre 3D zirkonya grubunun a* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F=4.573$; $p=0.039$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post hoc testine göre, 4. fırınlama (0.05 ± 0.27) değeri 2. fırınlama (-0.43 ± 0.32) değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.8.).

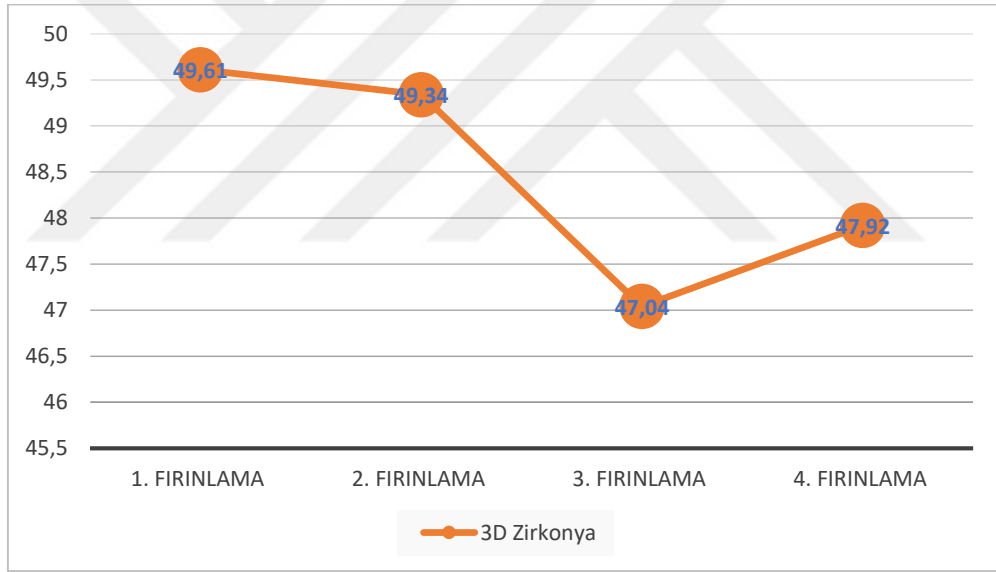
Analizlerde b* ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.123$; $p=0.000$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p<0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Bu sonuca göre 3D zirkonya grubunun b* ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($F=8.499$; $p=0.005$). İkili karşılaştırmalar için yapılan Bonferroni post hoc testine göre, 4. fırınlama (8.37 ± 0.46) değeri 1. fırınlama (6.98 ± 1.12), 2. fırınlama (7.10 ± 0.63) ve 3. fırınlama (7.55 ± 0.64) değerlerinden anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu (Tablo 4.8.).

Tablo 4.8.'de L*, a*, b* ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait grubun ölçümler içindeki değişimlerini gösteren yapı Şekil 4.6., Şekil 4.7. ve Şekil 4.8.'deki gibidir.

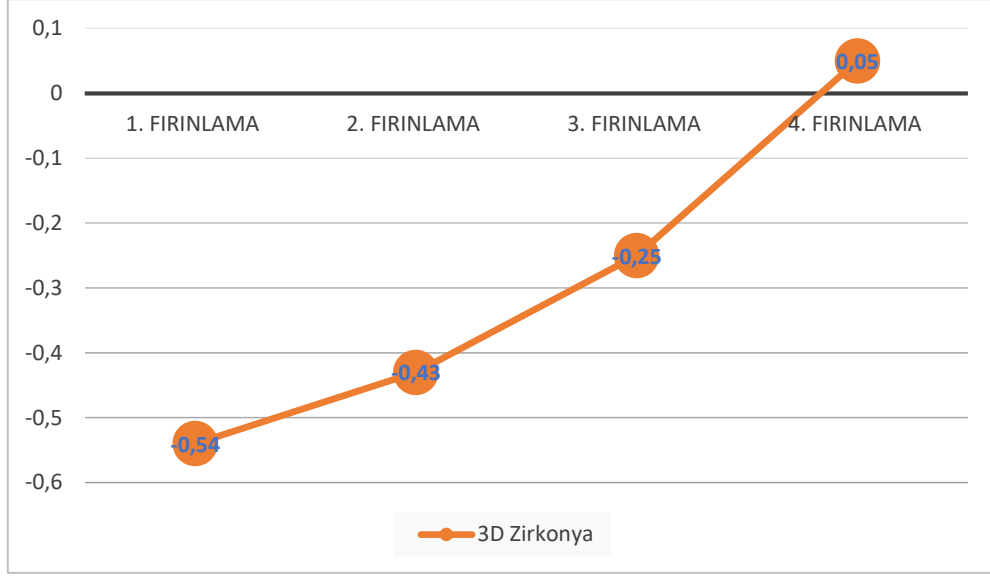
Tablo 4.8. 3D zirkonya grubunun L*, a*, b* değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	1. Fırınlama	2. Fırınlama	3. Fırınlama	4. Fırınlama	Post-Hoc Sonuç
		(n=13)	(n=13)	(n=13)	(n=13)	
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	
L*	3D Zirkonya	49.61 ± 5.89	49.34 ± 3.22	47.04 ± 2.60	47.92 ± 2.44	
a*	3D Zirkonya	-0.54 ± 0.72	-0.43 ± 0.32	-0.25 ± 0.33	0.05 ± 0.27	4>2
b*	3D Zirkonya	6.98 ± 1.12	7.10 ± 0.63	7.55 ± 0.64	8.37 ± 0.46	4>1,2,3

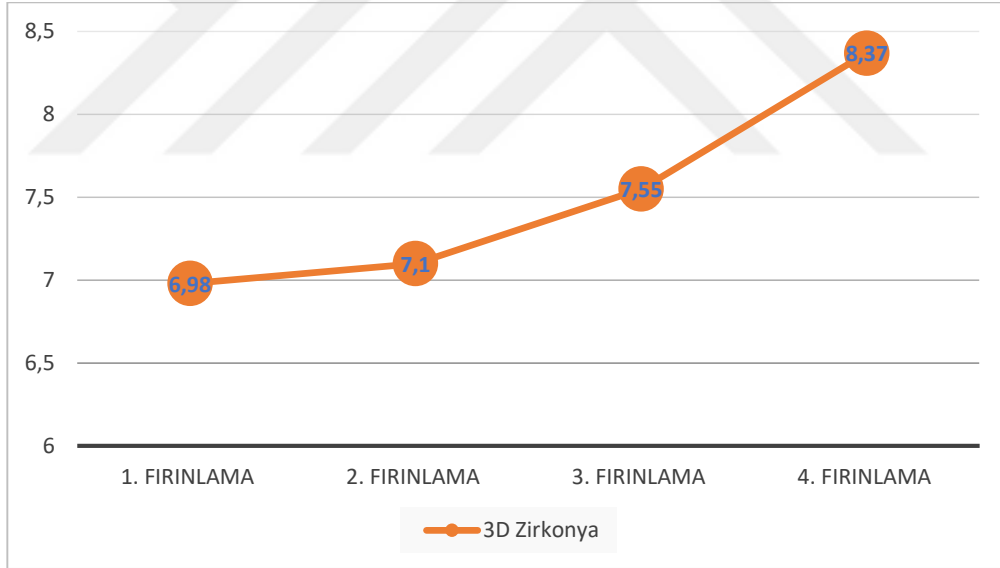
Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama,



Şekil 4.6. 3D zirkonya grubunun L* değeri ölçümlerinin değişimleri



Şekil 4.7. 3D zirkonya grubunun a* değeri ölçümlerinin değişimleri



Şekil 4.8. 3D zirkonya grubunun b* değeri ölçümlerinin değişimleri

4.2. Pürüzlülük Analizi Bulguları

Bu çalışmada, pürüzlülük analizi için hem iki yönlü ANOVA hem de tekrarlı ölçümlerde ANOVA yöntemleri kullanıldı. İki yönlü ANOVA analizi, grup ve firinlama etkilerini karşılaştırmak amacıyla, toplam örnek sayısı üzerinden genel bir değerlendirme yapılmasını sağladı. Buna karşın, tekrarlı ölçümlerde ANOVA analizi, gruplar

içerisindeki herhangi bir örneğin dört kez fırınlama işlemine tabi tutulduğunda oluşan değişimlerin incelenmesi için kullanıldı.

Tablo 4.9. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Grup (CAD/CAM ve 3D zirkonya)	4.846	1	4.846	25.224	.000**
Fırınlama (1-4)	1.237	3	.412	2.146	.099
Grup*Fırınlama	.202	3	.067	.350	.789
Hata	18.444	96	.192		
Toplam	156.377	104			

*: p<0,001

Tablo 4.9.'da CAD/CAM ve 3D zirkonya grupları ve fırınlama işlemlerinin pürüzlülük ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan varyans analizi (iki yönlü ANOVA) sonuçları görülmektedir.

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildi ($F=25.224$; $p=0.000$). Diğer bir ifadeyle CAD/CAM grubunun dört fırınlamaya ait ortalama pürüzlülük değeri ($1.34 \pm 0.53 \mu\text{m}$) 3D zirkonya grubunun dört fırınlamaya ait ortalama pürüzlülük değerinden ($0.91 \pm 0.32 \mu\text{m}$) anlamlı düzeyde daha yüksektir (Tablo 4.10.).

Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin materyal ayrımı yapılmaksızın pürüzlülük ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($F=2.146$; $p=0.099$). Bu sonuca göre 1. fırınlama ($0.94 \pm 0.36 \mu\text{m}$), 2. fırınlama ($1.14 \pm 0.53 \mu\text{m}$), 3. fırınlama ($1.18 \pm 0.53 \mu\text{m}$) ve 4. fırınlama ($1.23 \pm 0.48 \mu\text{m}$) değerlerinde materyal ayrımı yapılmaksızın ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı görüldü (Tablo 4.10.).

CAD/CAM ve 3D zirkonya grupları ile dört fırınlamadan elde edilen değerlerin ikili interaksyonu istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmedi ($F=0.350$, $p=0.789$). Diğer bir ifadeyle bu bulgu CAD/CAM ve 3D zirkonya grubunda olmanın tekrarlayan fırınlamalar sonucunda pürüzlülük ölçüm değerleri üzerinde farklı etkilere sahip olmadığını göstermektedir.

Tablo 4.10. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin Tukey post-hoc testi sonuçları

Ölçek	Grup	1. Ölçüm (n=13)	2. Ölçüm (n=13)	3. Ölçüm (n=13)	4. Ölçüm (n=13)	Toplam (n=52)	Post- Hoc Sonuç
		Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	
Pürüzlülük	CAD/CAM zirkonya	1.13 ± 0.40	1.43 ± 0.55	1.36 ± 0.61	1.44 ± 0.54	1.34 ± 0.53 ^A	
	3D zirkonya	0.76 ± 0.17	0.85 ± 0.32	1.01 ± 0.39	1.01 ± 0.31	0.91 ± 0.32 ^B	
	Toplam (n=26)	0.94 ± 0.36	1.14 ± 0.53	1.18 ± 0.53	1.23 ± 0.48	1.12 ± 0.49	

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama, Büyük harfler: Gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0.05$)

Tablo 4.11. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı ölçümlerde çok yönlü ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Grup (CAD/CAM ve 3D Zirkonya)	1.212	1	1.212	11.132	0.003*
Fırınlama (1-4)	1.237	2.290	0.540	3.713	0.026*
Grup*Fırınlama	0.202	2.290	0.088	0.605	0.571
Hata	7.996	54.966	0.145		

*: $p<0,05$

Tablo 4.11.'de CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek amacıyla yapılan tekrarlı ölçümler

için çok yönlü varyans analizi sonuçları görülmektedir. Pürüzlülük ölçüm değerlerine ait varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.611$; $p=0.048$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p<0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Ayrıca, kovaryans matrisinin eşitliğine ilişkin bulgulara bakıldı. Elde edilen bulguya göre Box's M değerinin anlamlı olmadığı görüldü (Box's $M=18.515$; $F=1.513$; $p=0.128$).

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edildi ($F=11.132$; $p=0.003$). Diğer bir ifadeyle, CAD/CAM zirkonya grubunda bulunan herhangi bir örneğin 4 pürüzlülük ölçümüne ait ortalama değeri ($1.34 \pm 0.53 \mu m$) 3D zirkonya grubunun herhangi bir örneğin 4 pürüzlülük ölçümüne ait ortalama değerinden ($0.91 \pm 0.32 \mu m$) anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görüldü (Tablo 4.12.).

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarında yer alan herhangi bir örneğin tekrarlı fırınlamalarda pürüzlülük değerleri arasında materyal ayrımı yapılmaksızın istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edildi ($F=3.713$; $p=0.026$). Bu sonuca göre 2. fırınlama ($1.14 \pm 0.53 \mu m$) ve 4. fırınlama ($1.23 \pm 0.48 \mu m$) değerlerinin 1. fırınlama ($0.94 \pm 0.36 \mu m$) değerinden anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görüldü (Tablo 4.12.).

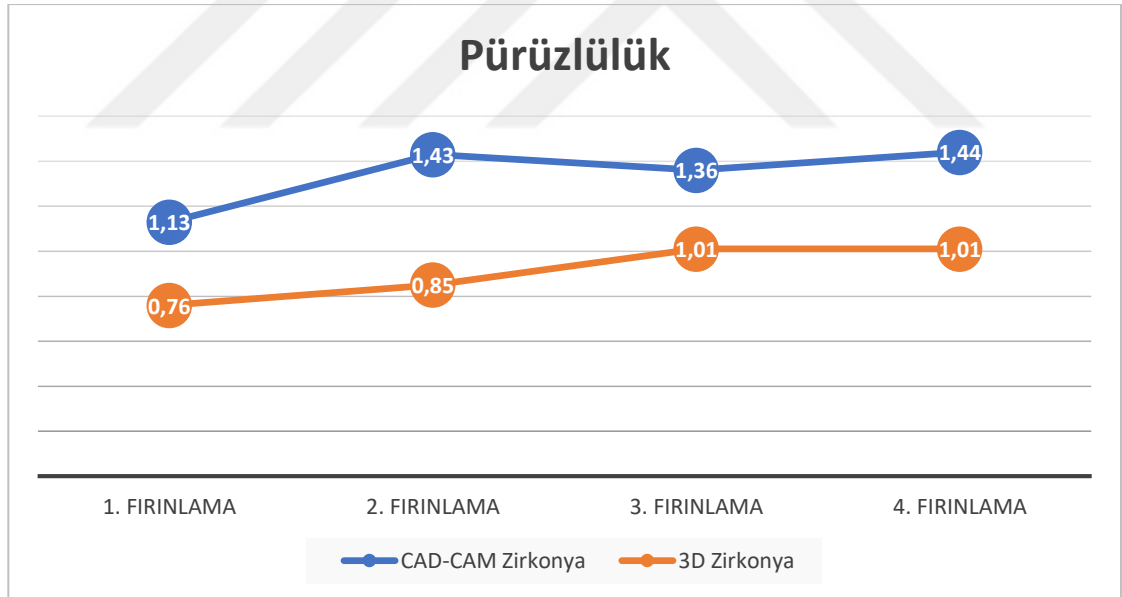
CAD/CAM ve 3D zirkonya grupları ile dört fırınlamadan elde edilen değerlerin ikili interaksiyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($F=0.605$; $p=0.571$).

Tablo 4.12.'de grup ve ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait her bir grup için zaman içindeki değişimleri gösteren yapı Şekil 4.9.'daki gibidir.

Tablo 4.12. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük değerlerine ilişkin tekrarlayan anova post-hoc testi sonuçları

Ölçek	Grup	1.Fırnlama	2.Fırnlama	3.Fırnlama	4.Fırnlama	Toplam	Post-Hoc Sonuç
		(n=13)	(n=13)	a (n=13)	(n=13)	(n=52)	
		Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	Ort ± SS (μm)	
Pürüzlülük	CAD/CAM zirkonya	1.13 ± 0.40	1.43 ± 0.55	1.36 ± 0.61	1.44 ± 0.54	1.34 ± 0.53	
	3D Zirkonya	0.76 ± 0.17	0.85 ± 0.32	1.01 ± 0.39	1.01 ± 0.31	0.91 ± 0.32	
	Toplam (n=26)	0.94 ± 0.36	1.14 ± 0.53	1.18 ± 0.53	1.23 ± 0.48	1.12 ± 0.49	2>1 4>1

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama,



Şekil 4.9. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının pürüzlülük ölçümlerinin değişimleri

4.3. Sertlik Analizi Bulguları

Bu çalışmada, sertlik analizi için hem iki yönlü ANOVA hem de tekrarlı ölçümlerde ANOVA yöntemleri kullanıldı. İki yönlü ANOVA analizi, grup ve fırnlama etkilerini karşılaştırmak amacıyla, toplam örnek sayısı üzerinden genel bir değerlendirme

yapılmasını sağladı. Buna karşın, tekrarlı ölçümlerde ANOVA analizi, gruplar içerisindeki herhangi bir örneğin dört kez fırınlama işlemine tabi tutulduğunda oluşan değişimlerin incelenmesini için kullanıldı.

Tablo 4.13. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin yapılan iki yönlü ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Grup (CAD/CAM ve 3D Zirkonya)	147648.327	1	147648.327	3.222	0.076
Fırınlama (Sertlik)	210752.779	3	70250.926	1.533	0.211
Grup*Fırınlama	377356.560	3	125785.520	2.745	0.047*
Hata	4399754.768	96	45830779		
Toplam	214495343.1	104			

*: $p < 0.05$

Tablo 4.13.'te CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için yapılan varyans analizi (iki yönlü ANOVA) sonuçları görülmektedir.

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmedi ($F=3.222$; $p=0.076$). Diğer bir ifadeyle CAD/CAM grubunun dört ölçüme ait ortalama sertlik değeri (1381.15 ± 293.64 HV) ile 3D zirkonya grubunun dört ölçüme ait ortalama sertlik değeri (1456.51 ± 107.59 HV) benzer düzeydedir (Tablo 4.14.).

Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin materyal ayrımı yapılmaksızın sertlik ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($F=1.533$; $p=0.211$). Bu sonuca göre 1. fırınlama (1430.91 ± 225.22 HV), 2. fırınlama (1351.12 ± 217.05 HV), 3. fırınlama (1416.40 ± 124.86 HV) ve 4. fırınlama (1476.88 ± 289.06 HV) değerlerinde grup ayrımı yapılmaksızın ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı görüldü (Tablo 4.14.).

İki yönlü ANOVA analiz sonuçların göre, CAD/CAM ve 3D zirkonya grupları ile dört ölçümden elde edilen değerlerin ikili interaksyonu istatistiksel olarak anlamlıdır ($F=2.745$, $p=0.047$). Diğer bir ifadeyle bu bulgu CAD/CAM ve 3D zirkonya grubunda olmanın tekrarlayan fırınlamalar sonucunda sertlik ölçüm değerleri üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu gösterdi.

Tablo 4.14. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin Tukey post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	1.Fırınlama	2.Fırınlama	3.Fırınlama	4.Fırınlama	Toplam	Post-Hoc Sonuç
		(n=13)	(n=13)	(n=13)	(n=13)	(n=52)	
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	
		(HV)	(HV)	(HV)	(HV)	(HV)	
Sertlik	CAD/CAM	1414.95 ±	1235.61 ±	1350.18 ±	1523.87 ±	1381.1 ±	
		281.76	256.58	113.58	401.29	293.64	
	3D Zirkonya	1446.87 ±	1466.64 ±	1482.63 ±	1429.89 ±	1456.5 ±	
		160.42	58.37	100.39	90.88	107.59	
	Toplam	1430.91 ±	1351.12 ±	1416.40 ±	1476.88 ±	1418.8 ±	
	(n=26)	225.22	217.05	124.86	289.06	223.29	

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama

Tablo 4.15. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin yapılan tekrarlı ölçümlerde çok yönlü ANOVA sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Grup (CAD/CAM ve 3D zirkonya)	36912.082	1	36912.082	4.504	0.044*
Fırınlama (Sertlik)	210752.779	2.058	102391.444	1.400	0.256
Grup*Fırınlama	377356.560	2.058	183333.682	2.507	0.090
Hata	3612909.196	49.399	73136.835		

*: $p<0.05$

Tablo 4.15.'te CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek amacıyla yapılan tekrarlı ölçümler için çok yönlü varyans analizi sonuçları görülmektedir. Sertlik ölçüm değerlerine ait

varyansların homojenliği koşulu (Mauchly'nin Küresellik Testi) sağlanmadı (Mauchly's $W=0.299$; $p=0.000$). Küresellik varsayımının karşılanmadığı ($p<0.05$) verilere ilişkin tekrarlı ölçümler için ANOVA'dan elde edilen F testinin anlamlılığını test etmede Greenhouse-Geisser değeri kullanıldı. Ayrıca kovaryans matrisinin eşitliğine ilişkin bulgulara bakıldı. Elde edilen bulguya göre Box's M değerinin anlamlı olmadığı görüldü (Box's $M=44.349$; $F=3.624$; $p=0.000$).

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi ($F=4.504$; $p=0.044$). Diğer bir ifadeyle CAD/CAM zirkonya grubunda bulunan herhangi bir örneğin 4 sertlik ölçümüne ait ortalama değeri (1381.15 ± 293.64 HV) 3D zirkonya grubunun herhangi bir örneğin 4 sertlik ölçümüne ait ortalama değerinden (1456.51 ± 107.59 HV) anlamlı düzeyde daha düşüktür (Tablo 4.16.).

CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarında yer alan herhangi bir örneğin tekrarlı fırınlamalar sonrasında sertlik değerlerinde materyal ayrımı yapılmaksızın istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($F=1.400$; $p=0.256$). Bu sonuca göre 1.fırınlama (1430.91 ± 225.22 HV), 2. fırınlama (1351.1 ± 217.05 HV), 3. fırınlama (1416.40 ± 124.86 HV) ve 4. fırınlama (1476.88 ± 289.06 HV) değerlerinde materyal ayrımı yapılmaksızın sertlik değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı görüldü (Tablo 4.16.).

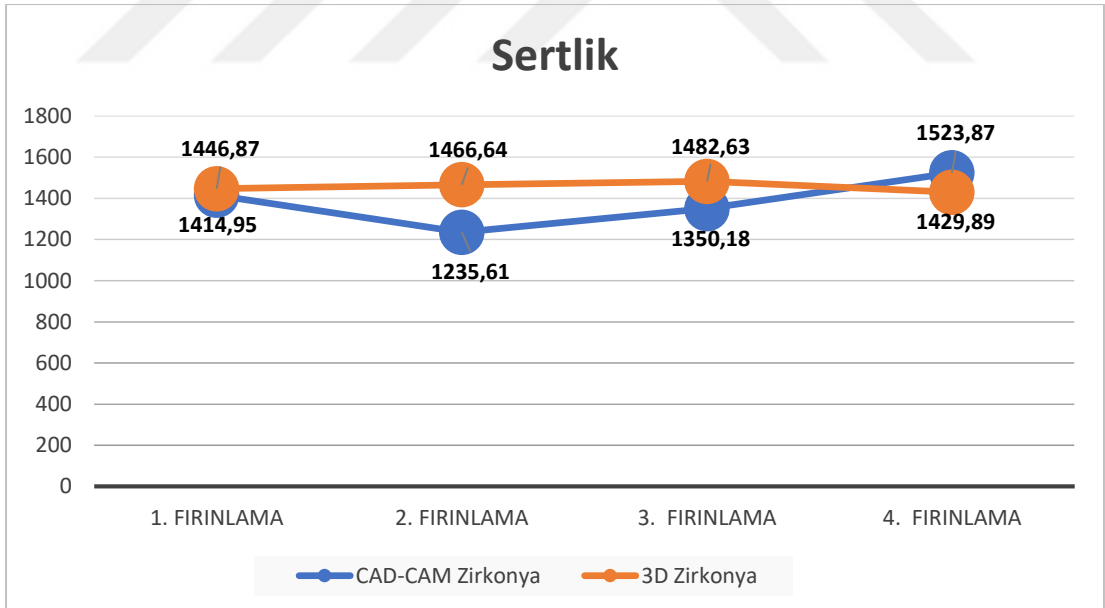
CAD/CAM ve 3D zirkonya grupları ile dört fırınlamadan elde edilen değerlerin etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($F=2.507$, $p=0.090$).

Tablo 4.16.'da grup ve ölçüm değişkenlerinin birlikte kıyaslandığı Bonferroni testi sonuçları görülmektedir. İlgili analize ait her bir grup için zaman içindeki değişimleri gösteren yapı Şekil 4.10.'daki gibidir.

Tablo 4.16. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik değerlerine ilişkin post-hoc testi sonuçları

Değer	Grup	1.Fırınlama	2.Fırınlama	3.Fırınlama	4.Fırınlama	Toplam
		(n=13)	(n=13)	(n=13)	(n=13)	(n=52)
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
		(HV)	(HV)	(HV)	(HV)	(HV)
Sertlik	CAD/CAM	1414.95 ±	1235.61 ±	1350.18 ±	1523.87 ±	1381.15 ±
		281.76	256.58	113.58	401.29	293.64 ^A
	3D Zirkonya	1446.87 ±	1466.64 ±	1482.63 ±	1429.89 ±	1456.51 ±
		160.42	58.37	100.39	90.88	107.59 ^B
	Toplam	1430.91 ±	1351.12 ±	1416.40 ±	1476.88 ±	1418.83 ±
	(n=26)	225.22	217.05	124.86	289.06	223.29

Not= SS: Standart Sapma, Ort: Ortalama, Büyük harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları ifade etmektedir (p<0.05).



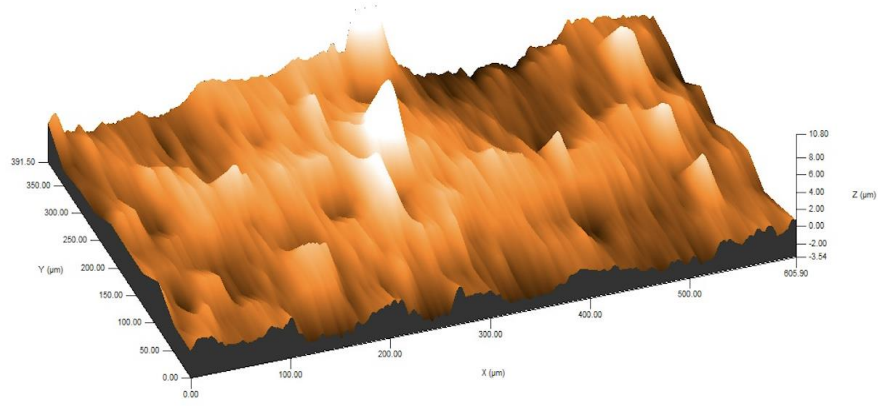
Şekil 4.10. CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplarının sertlik ölçümlerinin değişimleri

Hem CAD/CAM (r=1) hem de 3D zirkonya (r=0.963) örneklerin pürüzlülük ve sertlik sonuçlarının ilişkisine yönelik yapılan Spearman korelasyon analiz sonuçlarına göre sertlik ve pürüzlülük arasında bir korelasyon olmadığı görüldü.

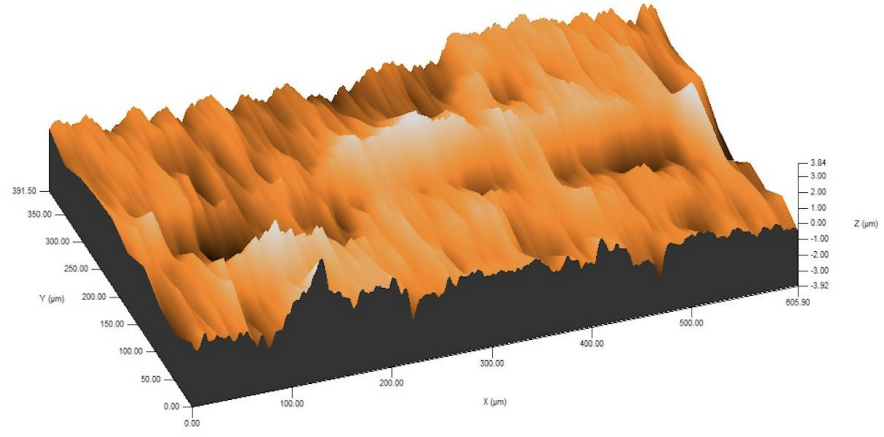
4.4. Üç Boyutlu Pürüzlülük Analizi Bulguları

Tekrarlayan fırınlamalar sonucunda yüzeyde meydana gelen değişimleri göstermek amacıyla CAD/CAM ve 3D zirkonya gruplardan birer adet örneğin 3 boyutlu topografik görüntüsü alındı. Dikensi çıkıntılar açık renk ile gösterilirken koyu alanlar çukur oluşumları gösterir. Genel olarak kıyaslandığında CAD/CAM örneklerin yüzey topografyası, 3D zirkonya örneklerin yüzey topografyasına göre daha düzensiz oluşumlara sahiptir (Şekil 4.11-4.18).

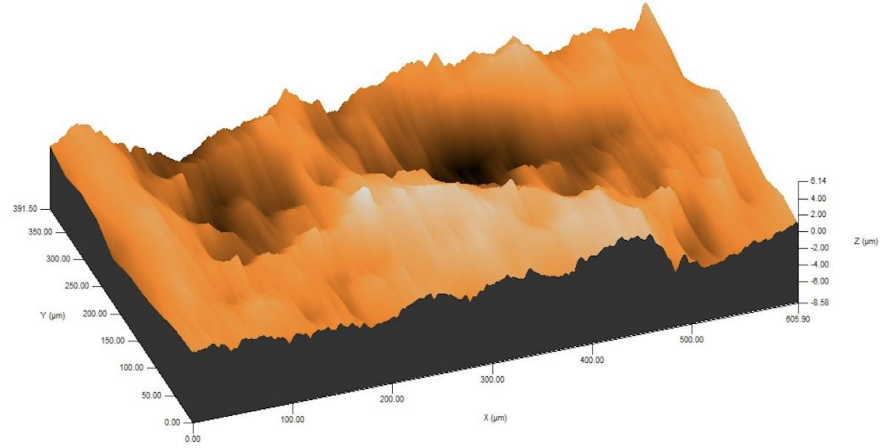
4.4.1. CAD/CAM Zirkonya Örnekler



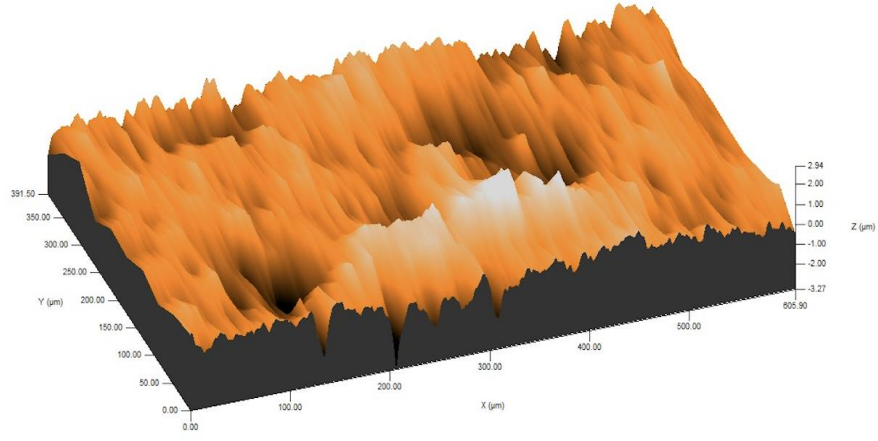
Şekil 4.11. CAD/CAM zirkonya örneğin 1 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.12. CAD/CAM zirkonya örneğin 2 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü

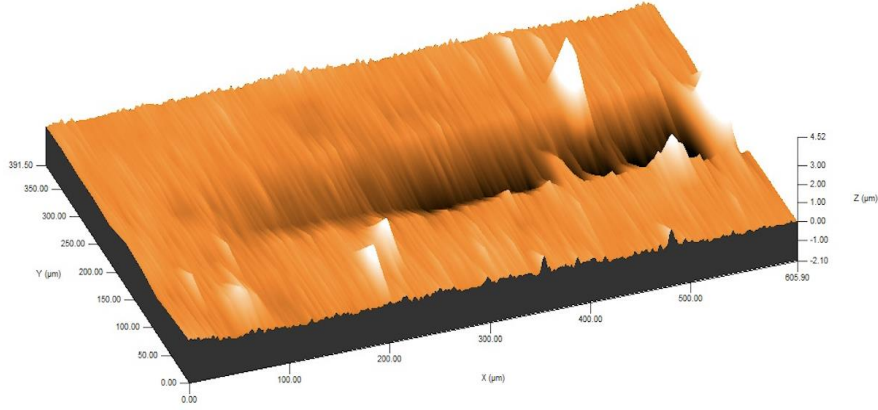


Şekil 4.13. CAD/CAM zirkonya örneğin 3 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü

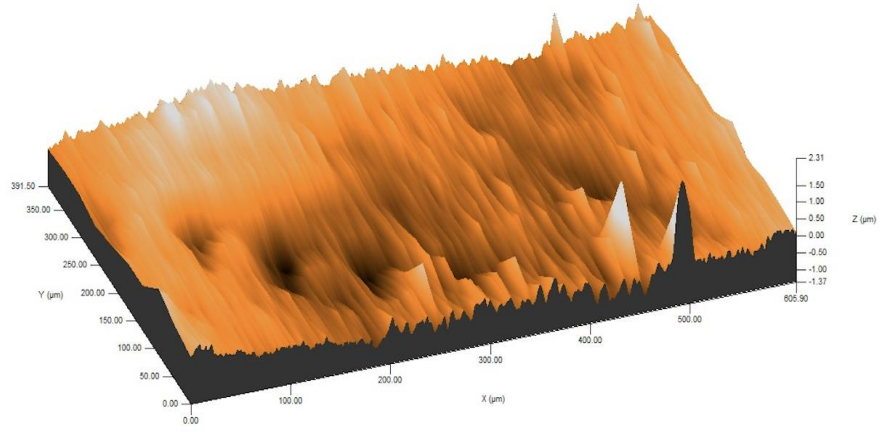


Şekil 4.14. CAD/CAM zirkonya örneğin 4 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü

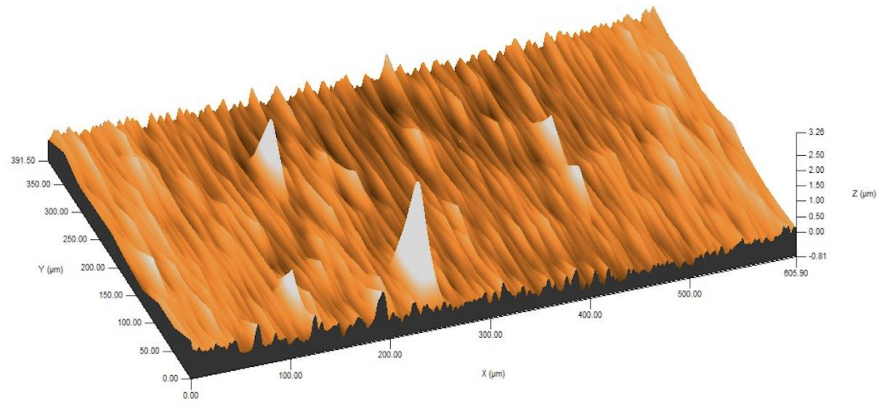
4.4.2. 3D Zirkonya Örnekler



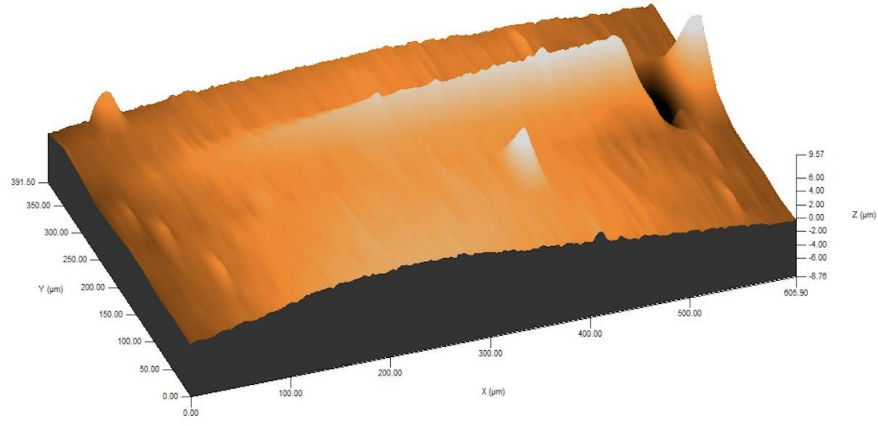
Şekil 4.15. 3D zirkonya örneğin 1 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.16. 3D zirkonya örneğin 2 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.17. 3D zirkonya örneğin 3 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü

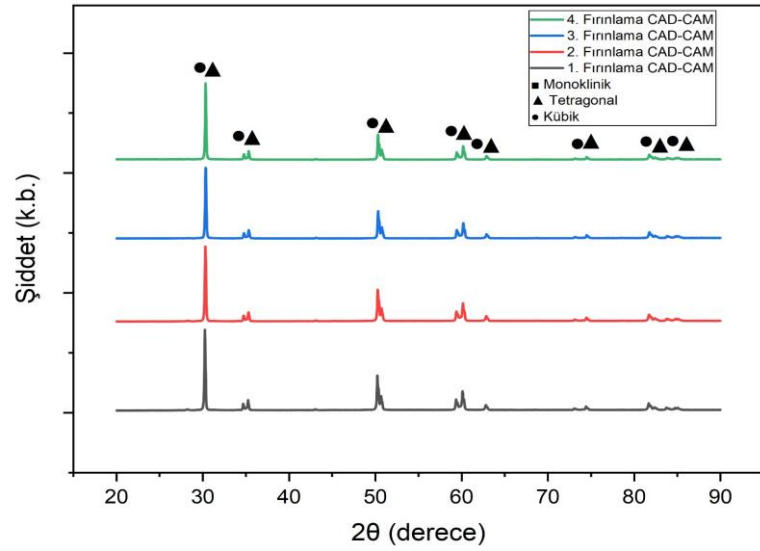


Şekil 4.18. 3D zirkonya örneğin 4 kez fırınlama sonrası 3 boyutlu profilometre görüntüsü

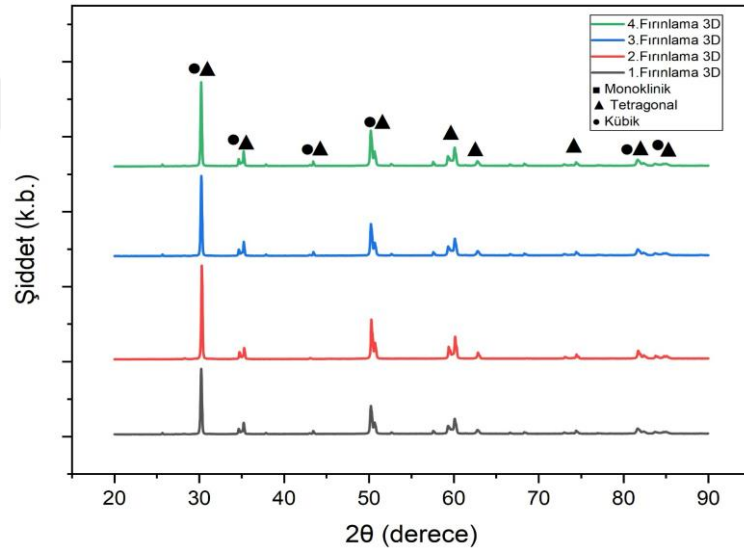
4.5. XRD Analizi Bulguları

XRD analizinde tarama işlemi 2θ , 20° ile 90° aralığında yapıldı. Zirkonya; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlar arasında dönüşüm göstermektedir. Tekrarlanan fırınlamayla XRD analizinde tetragonal fazın yaptığı pik seviyelerinde 1 kez fırınlanan zirkonyaya göre belirgin bir farklılık görülmedi.

XRD analizinde görülen pikler, malzemenin kristal yapısındaki farklılıkları göstermektedir. Örneklerin tekrarlayan fırınlamalar sonucu kristal yapısında meydana gelen faz değişimleri Şekil 4.19. ve 4.20.' de gösterildi. Tüm gruplarda tetragonal fazın baskın olduğu ve bazı kübik faz piklerinin de tespit edildiği görüldü.



Şekil 4.19. CAD/CAM zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlamalarda XRD grafikleri



Şekil 4.20. 3D zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlamalarda XRD grafikleri

Zirkonya örneklerin ayrıntılı faz dağılımını belirlemek amacıyla XRD verileri kullanılarak Rietveld analizi yapıldı. Faz dağılımı analiz sonuçları CAD/CAM örnekler için Tablo 4.17.' de verilirken, 3D zirkonya örnekler için Tablo 4.18.' de verildi. Tablo 4.17.'de verilen bulgulara göre CAD/CAM ile üretilen zirkonya örneklerin fırınlama sayısı arttıkça tetragonal faz oranında sürekli bir artış gözlemlendi. Özellikle 4 kez

fırınlamada (% 90.3), CAD/CAM zirkonya için oldukça yüksek bir tetragonal faz oranı elde edildi. Tablo 4.18.'de verilen bulgulara göre 3D yazıcı ile üretilen örneklerin ilk iki fırınlama aşamasında tetragonal faz oranı sabit kalırken (% 83.8 ve % 83.9), üçüncü fırınlamada artış (% 85.1) gözlemlendi. Ancak, dördüncü fırınlama aşamasında (% 76.7), tetragonal faz oranında önemli bir düşüş yaşandı.

Tablo 4.17. CAD/CAM zirkonya örneklerin rietveld analizi sonuçları

Fırınlama Sayısı	t-ZrO ₂	c-ZrO ₂	m-ZrO ₂
1. fırınlama CAD/CAM zirkonya	79.9	20.1	-
2. fırınlama CAD/CAM zirkonya	80.1	19.9	-
3. fırınlama CAD/CAM zirkonya	86.0	14.0	-
4. fırınlama CAD/CAM zirkonya	90.3	9.7	-

Tablo 4.18. 3D zirkonya örneklerin rietveld analizi sonuçları

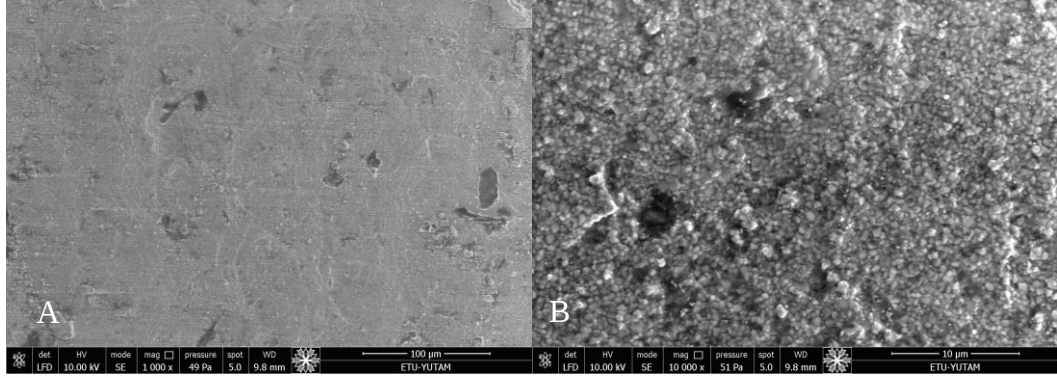
Fırınlama Sayısı	t-ZrO ₂	c-ZrO ₂	m-ZrO ₂
1. fırınlama 3D zirkonya	83.8	16.2	-
2. fırınlama 3D zirkonya	83.9	16.1	-
3. fırınlama 3D zirkonya	85.1	14.9	-
4. fırınlama 3D zirkonya	76.7	23.4	-

4.6. ESEM Analizi Bulguları

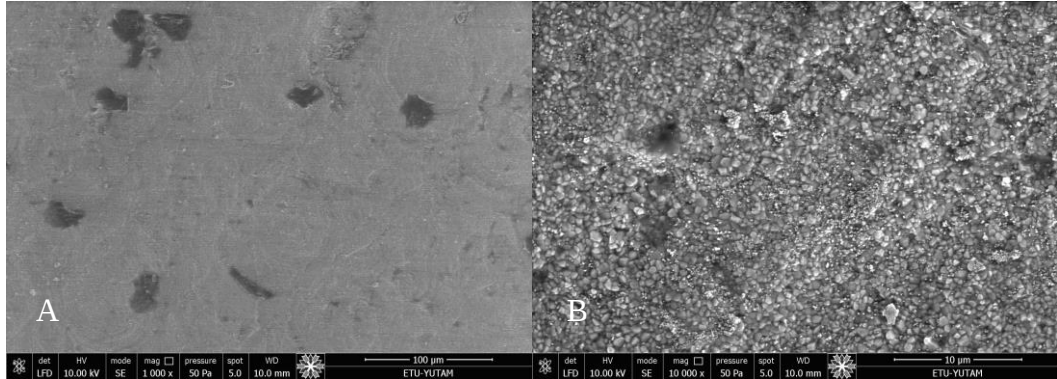
4.6.1. CAD/CAM Zirkonya Örnekler

CAD/CAM zirkonya örneklerin yüzey topografyası ESEM ile x1000 ve x10000 büyütmede incelendiğinde 3D zirkonyaya göre daha oluklu ve düzensiz yapıya sahip olduğu gözlemlendi. CAD/CAM zirkonya örneklerin her fırınlama grubundan birer örnek

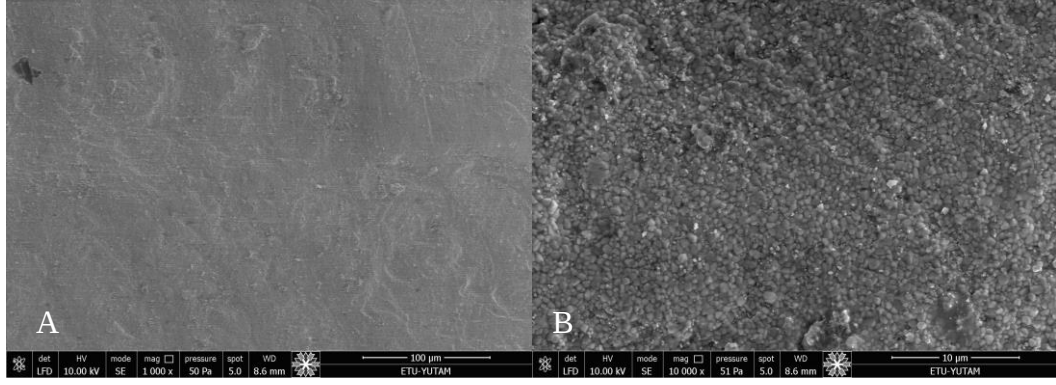
incelendiğinde, artan fırınlama sayısı ile bu düzensiz yapıdan daha düzenli bir yapıya geçiş izlendi (Şekil 4.21.- 4.24.).



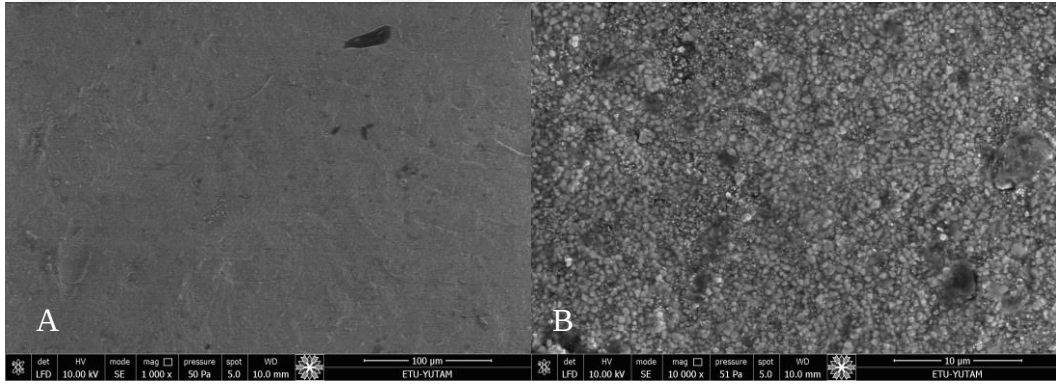
Şekil 4.21. 1. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



Şekil 4.22. 2. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B),



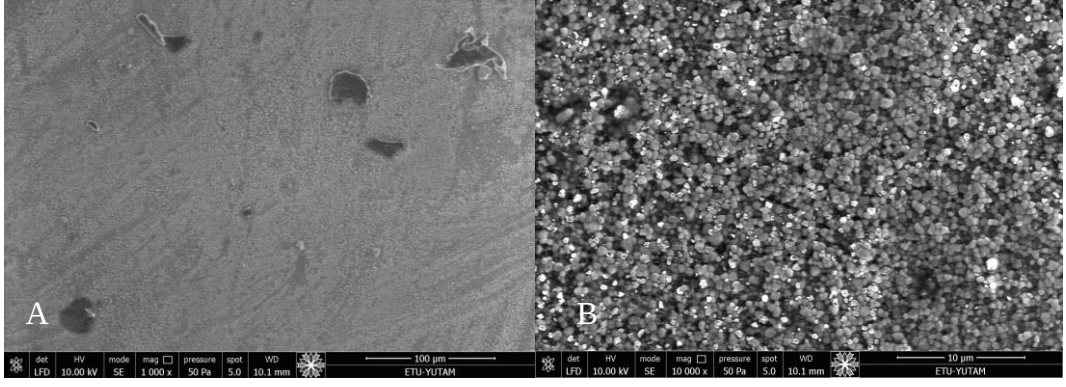
Şekil 4.23. 3. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



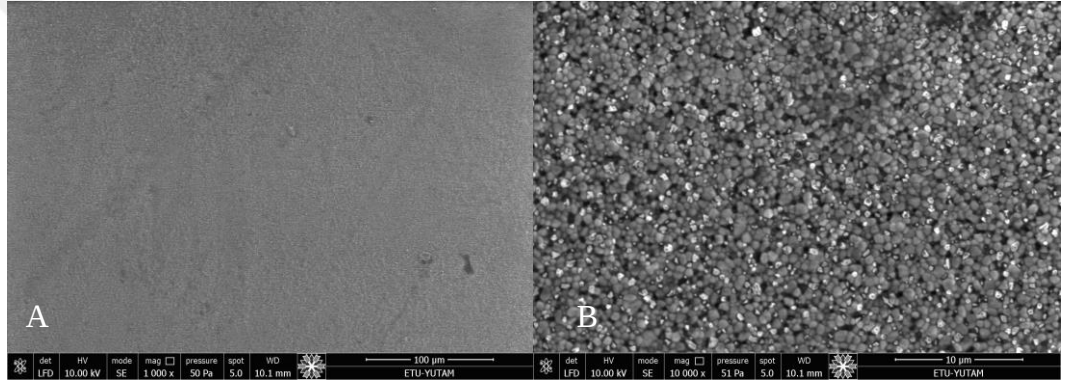
Şekil 4.24. 4. fırınlama sonrası CAD/CAM zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)

4.6.2. 3D Zirkonya Örnekler

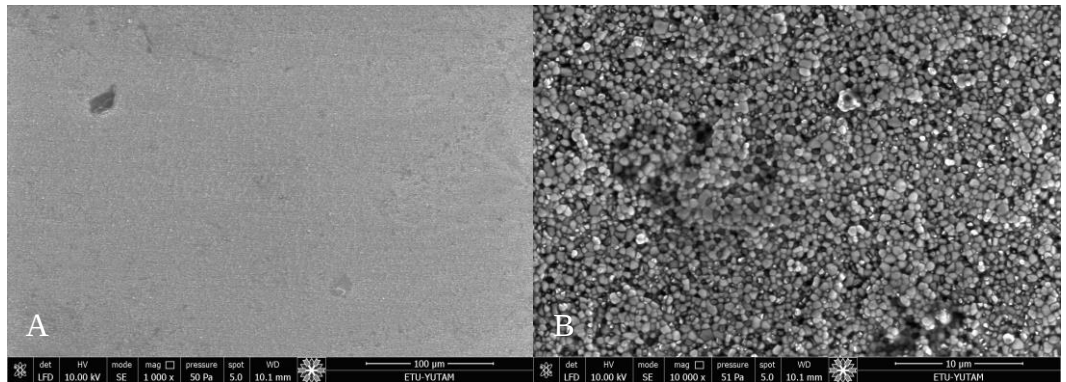
3D zirkonya örneklerle ait x1000 ve x10000 büyütmelede ESEM görüntüleri incelendiğinde CAD/CAM örneklerle kıyasla daha düzgün, oluksuz ve homojen görüntülerin oluştuğu gözlemlendi. 3D zirkonya örneklerin her fırınlama grubundan birer örnek incelendiğinde tekrarlayan fırınlamaların belirgin bir farklılık oluşturmadığı gözlemlendi (Şekil 4.25.- 4.28.).



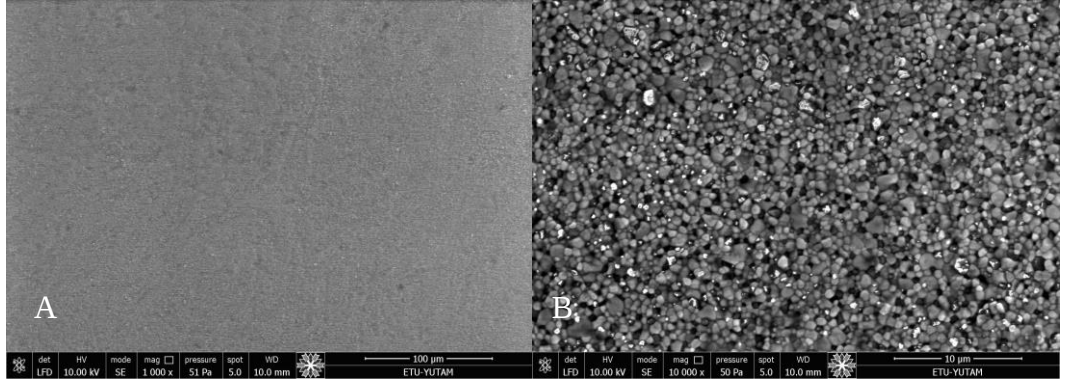
Şekil 4.25. 1. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



Şekil 4.26. 2. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



Şekil 4.27. 3. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



Şekil 4.28. 4. fırınlama sonrası 3D zirkonya örnekler: x1000 büyütülmüş görüntü (A), x10 000 büyütülmüş görüntü (B)



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı fırınlama sayılarının CAD/CAM ve 3D yazıcı teknolojileri kullanılarak üretilen zirkonya materyallerinin faz değişimi, optik ve mekanik özelliklerine olan etkileri incelendi.

CAD/CAM zirkonya, modern diş hekimliğinde estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleriyle uzun süredir tercih edilen bir materyaldir (Kutluk & Öngül, 2023). Ancak, CAD/CAM teknolojisinin fazla miktarda hammadde kullanımına yol açması, zaman alıcı olması ve yüksek maliyetli bir süreç gerektirmesi, diş hekimliğinde zirkonya üretiminde 3D yazıcıların kullanımına olan ilgiyi artırmaktadır. Monolitik zirkonya üretim sonrası fırınlama işlemine tabi tutulur. Fakat, klinik diş hekimliğinde fırınlama işlemi sadece bir kez ile sınırlı kalmayabilir. Restorasyonlardaki renk uyumsuzlukları, oklüzal aşındırmalar ve doku uyumsuzlukları tekrarlayan fırınlama işlemlerine ihtiyaç doğurur. Bu çalışma, klinik sürecin bir simülasyonu olarak planlandı. Tekrarlayan fırınlama işlemleri sonrasında 3D yazıcıyla üretilen zirkonya örneklerin CAD/CAM zirkonya örneklerle kıyaslanarak klinik uygulanabilirliklerinin değerlendirilmesi hedeflendi.

Tekrarlayan fırınlamalar sonrası CAD/CAM zirkonya örneklerde renk farklılığı meydana gelirken, 3D zirkonya örneklerde renk farklılığı meydana gelmedi. Fırınlama işlemleri sonrasında CAD/CAM ve 3D zirkonya örneklerin pürüzlülük değerlerinde farklılık meydana gelmezken, sertlik değerlerinde farklılık meydana geldi. Bu bulgular sonucunda H_0 hipotezi reddedildi. Tekrarlayan fırınlama işlemleri örneklerin faz dağılımında farklılıklar oluşturarak mikroyapıda farklılıklar meydana getirdiğinden dolayı çalışmanın ikinci hipotezi de reddedildi.

Diş hekimliğinde artan estetik talepler, metal içermeyen materyallerin kullanımına ve adeziv simantasyona dayalı yeni sistemlerin geliştirilmesine yol açtı. Günümüzde tam

seramik restorasyonlar biyouyumlulukları, estetik üstünlükleri ve dayanıklılıkları sayesinde oldukça tercih edilmektedir. Y-TZP; aşınmaya karşı dayanıklılık, biyouyumluluk, estetik görünüm ve yüksek mekanik dayanım özelliklerine sahip olmasıyla, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak değerlendirilmektedir (Rekow ve ark., 2011). Bu çalışmada kullanılan her iki zirkonya grubu da % mol 3 Y-TZP sınıfına dahildir.

3D yazıcı ile üretilen zirkonyanın minimum hammadde kullanımı, detay netliği sunması, homojen mikro yapısı, hızlı üretim özelliği ve mekanik dayanımı gibi özellikleriyle CAD/CAM zirkonyaya alternatif olabileceği bildirildi (Ebert ve ark., 2009; He ve ark., 2018; Wang ve ark., 2019). CAD/CAM sistemleri ile üretilmesi zor olan ince kuron kenarları ve kusursuz şekilde şekillendirilmiş oklüzal yüzeyler, 3D yazıcı teknolojisiyle artık üretilabilmektedir (Ioannidis ve ark., 2022). Ancak, oldukça yeni bir teknoloji olan 3D yazıcıların diş hekimliği kliniklerinde kullanılmadan önce biyolojik etkilerinin araştırılması için in-vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Su ve ark., 2023). 3D yazıcılarla ilgili bir çalışmada zirkonya örneklerinin şeffaflık ve renklendirme açısından hala iyileştirmelere ihtiyaç duyduğu belirtilirken, katmanlı yapı sayesinde bireysel renk gradyanları kullanılarak kişiselleştirilmiş renklendirmelerin gelecekte uygulanabilir olabileceği de eklendi (Schweiger ve ark., 2019). Mevcut çalışmada kullanıldığımız 3D zirkonya örnekler fırınlamalar sonrası renk değişimi meydana getirmemesi açısından olumlu değerlendirilmesine rağmen, bu materyalin mevcut optik özellikleri ile klinik kullanımında hasta ve hekimin estetik beklentisini karşılayamayacağı düşünülmektedir.

Literatürde 3D yazıcılarla dental restorasyonların üretiminde birçok farklı tekniğin kullanıldığı görülmektedir (Galante ve ark., 2019; Tian ve ark., 2021; Türk ve ark., 2022). Bu yöntemlerden zirkonya üretimi için en sık kullanılanları SLA ve DLP yöntemleridir

(Komissarenko ve ark., 2021; Osman ve ark., 2017). Eklemeli üretimde bu yöntemlerin tercih edilme sebepleri elde edilen son ürünlerin daha yüksek derecede konsolidasyona sahip olması, çatlama riskinin düşük olması ve termal şoku önleyen kademeli ısıtma protokollerinin kullanılmasıdır (Branco ve ark., 2023). Mevcut çalışmada DLP yöntemi ile üretilen % 3 mol Y-TZP 3D zirkonya örnekler kullanıldı.

Klinik uygulamalarda, restorasyonun rengini veya şeklini düzeltmek için zirkonyaya çoklu fırınlama işlemleriyle glaze porseleni, renklendirme işlemi veya porselen ilavesi uygulanabilmektedir (Kale ve ark., 2017; Kim, Kim, Lee, & Ha, 2016; Kohorst ve ark., 2010). Bu prosedür, nispeten düşük bir sıcaklıkta (750 °C ile 900 °C arasında) ve kısa bir süre boyunca (10-20 dakika) yapılan fırınlama ve ardından restorasyonun soğutulmasını içerir, bu işlem klinik ve laboratuvar pratiğinde 2 ila 5 kez tekrarlanabilir (Øilo ve ark., 2008). Mevcut çalışmada, bir restorasyonun üretim sonrası ek fırınlama işlemlerine ihtiyaç duyulacağı öngörülerek, üretim için gerekli olan ilk fırınlama işlemiyle birlikte 2, 3 ve 4 kez tekrarlayan fırınlama işlemleri uygulandı. Fırınlama işlemlerinin zirkonyanın yapısal özellikleri üzerinde değişiklikler meydana getirdiği çeşitli araştırmalarla (Jiang ve ark., 2023; Oğuz ve ark., 2020; Ozdogan & Tosun, 2024; Bulent Uludag ve ark., 2007) ifade edildiğinden çok fazla sayıda fırınlama işleminden kaçınılmalıdır.

Mevcut çalışmada kullanılan CAD/CAM zirkonya bloklar A1 renk tonunda iken, 3D zirkonya reçineler ise 0M1 renk tonuna karşılık gelmekteydi. Her 2 üretim tekniği de kendi içerisinde optik değerlendirmeye tabi tutulduğu için renk tonlarının iki grup için aynı olmasına gerek duyulmadı. 3D yazıcı ile zirkonya üretimi oldukça yeni bir teknoloji olduğundan dolayı üretici firmalar CAD/CAM zirkonya gibi renk seçeneği sunamamaktadır. Fakat yapılan bir çalışmada, sinterizasyon prosedüründe yapılan

değişikliklerle 3D zirkonya disk örneklerin boyama likidi ile boyanmasıyla farklı renk tonunda zirkonya örneklerin meydana geldiği rapor edildi (Zenthöfer ve ark., 2022).

Mevcut çalışmada kullanılan kare şekilli zirkonya örneklerin kalınlığının 1 mm olarak belirlenmesinde optik ve mekanik faktörlerin rolü bulunmaktadır. Literatürde zirkonya kalınlığının renk değişimi üzerinde etkili olduğuna yönelik çalışmalar mevcuttur. Malkonu ve ark. (Malkonu ve ark., 2016), 0.6 ve 1 mm kalınlığında zirkonya örnekler kullanırken 1 mm kalınlığında örneklerin ΔE değerinin daha düşük olduğunu raporladılar. Aynı şekilde, Kim ve ark. (Kim ve ark., 2016) zirkonya kalınlığını 2 mm'den 1 mm'ye düşürdüklerinde daha yüksek ΔE değerlerine ulaştıklarını bildirdiler. Başka bir çalışmada ise estetik bir restorasyonun elde edilebilmesi için en düşük zirkonya kalınlığının 0.9 mm olduğu belirtildi (Tabatabaian ve ark., 2018). Bununla birlikte, hem oklüzal hem de lateral kuvvetlerin etkilerini göz önünde bulundurarak, optimal kırılma dayanımı için genellikle 1 mm kalınlıkta bir kuron tasarımı önerilir (Sun ve ark., 2014). Mevcut çalışmada materyallerin optik özelliklerinin yanı sıra mekanik özellikleri de değerlendirildiği için çalışmada kullanılan kare şeklindeki örnekler 1 mm kalınlığında hazırlandı.

Renk ölçüm işlemleri, görsel yöntemlerle veya çeşitli cihazların yardımıyla gerçekleştirilebilir (Jane D Brewer ve ark., 2004; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002). Cihaz destekli yöntemler arasında en yaygın olarak kolorimetreler ve spektrofotometreler kullanılmaktadır. Literatürde, spektrofotometrelerin hem görsel renk ölçüm yöntemlerinden (Browning ve ark., 2009; Da Silva ve ark., 2008; Fani ve ark., 2007) hem de kolorimetrelerden (Dozić ve ark., 2007; Gehrke ve ark., 2009) daha güvenilir sonuçlar sağladığı ifade edildi. Bu nedenle, bu çalışmada daha doğru sonuçlar elde etmek amacıyla renk ölçümleri spektrofotometre kullanılarak gerçekleştirildi.

CIE, 1976 yılında renk farkı değerlendirmeleri için CIE LAB formülünü (ΔE_{Lab}) önerdi. Ancak, bu formülün eksikliklerini gidermek ve algılanabilir renk değişimlerini daha doğru bir şekilde ölçmek için CIEDE2000 formülünü (ΔE_{00}) geliştirildi (Herrera ve ark., 2010; Luo ve ark., 2001; Zenthöfer ve ark., 2022). Çeşitli araştırmalar, ΔE_{00} 'nin renk farkını belirlemede daha hassas ve güvenilir olduğunu gösterdi (Ghinea ve ark., 2010; Gómez-Polo ve ark., 2016; Kilinc & Turgut, 2018). Özellikle dental materyallerde, bu formülün insan gözünün algıladığı renk değişimlerini daha iyi yansıttığı ifade edildi (Gómez-Polo ve ark., 2016; Kim & Kim, 2016). Bu nedenle, mevcut çalışmada renk farkını daha doğru bir şekilde belirlemek için CIEDE2000 formülü tercih edildi.

Renk farklarının değerlendirilmesinde kullanılan iki ana eşik değer olan % 50: % 50 algılanabilirlik eşiği ve % 50: %50 kabul edilebilirlik eşiği, dental malzemelerinin seçiminde ve klinik diş hekimliği ile dental araştırmalarında performanslarının değerlendirilmesinde kalite kontrol araçları olarak hizmet etmektedir (Jiang ve ark., 2023). CIEDE2000 için % 50: % 50 algılanabilirlik ve % 50: % 50 kabul edilebilirlik eşikleri sırasıyla 0.8 ve 1.8'dir (Paravina ve ark., 2015). Bu değerler, insan görsel sistemi tarafından algılanabilecek maksimum renk sayısını tahmin etmek için alt algılama sınırını oluşturmaktadır (Paravina ve ark., 2015). Mevcut tez çalışmasında, CAD/CAM grubunun ΔE_{00} 1 değerinin (2.89 ± 0.91) kabul edilebilir düzeyin üzerinde olduğu, ΔE_{00} 2 değerinin (0.67 ± 0.59) algılanabilir düzeyin altında olduğu ve ΔE_{00} 3 (0.86 ± 0.70) değerlerinin algılanabilir düzeyde olduğu görüldü. 3D zirkonya grubunun bütün ΔE_{00} değerlerinin (ΔE_{00} 1 = 5.78, ΔE_{00} 2 = 3.9, ΔE_{00} 3 = 3.23) kabul edilebilir düzeyin üzerinde olduğu görüldü. 3D zirkonya örneklerin kabul edilebilir sınırın üzerinde değerler sergilemesi reçinenin opak beyaz bir renge sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Fırınlamalar sonrasında meydana gelen yüksek renk farklılık değerleri 3D zirkonya grubunun optik özelliklerinin klinisyenler için tercih edilmeyecek seviyede olduğunu

göstermektedir. Mevcut çalışmanın sonuçları, CAD/CAM zirkonya örneklerinin tekrarlayan fırınlamalar sonrasında renk değişimi göstermesi bakımından önceki çalışmalarla benzer bulundu (Bayindir & Ozbayram, 2018; Ozdogan & Tosun, 2024; B. Uludag ve ark., 2007; Yılmaz ve ark., 2014).

Jiang ve ark. (Jiang ve ark., 2023) tarafından yapılan çalışmada, nanosize 3Y-TZP zirkonyanın çoklu fırınlamalar sonrasında klinik kabul edilebilir renk sınırlarını aştığı belirtildi. Çalışmada, yüksek fırınlama sayısının L^* değerini artırarak materyalin daha açık bir ton almasına, renk tonunun kırmızımsı ve mavimsi bir yöne kaymasına neden olduğu belirtildi. Araştırmacılar bu bulgulara dayanarak, özellikle yüksek estetik beklentilerin olduğu ön diş restorasyonlarında nano boyutlu zirkonya gibi malzemelerin fırınlama sayısının sınırlandırılması gerektiğini ifade etmektedir.

Mevcut çalışmada CAD/CAM örnekler en yüksek L^* değerlerini 1 kez fırınlanan grupta sergilerken, tekrarlayan fırınlama işlemleri sonucunda L^* değerlerinde azalma meydana geldi. Dolayısıyla, 1. fırınlama sonrasında örnekler daha açık bir renge sahip olurken, tekrarlayan fırınlama işlemleriyle birlikte örnekler daha koyu bir hale geldi. En yüksek a^* değerleri 2 kez fırınlanan grupta, en düşük a^* değerleri ise 3 kez fırınlanan gruptadır. 3 kez yapılan fırınlama işleminin a^* değerlerini belirgin bir şekilde azalttığı, 4. kez yapılan fırınlama işleminin ise a^* değerlerini tekrar yükselttiği görüldü. 3 kez fırınlama işleminin materyalin yapısındaki kırmızı rengi azalttığı ancak 4. bir fırınlamanın tekrardan kaybedilen kırmızılığı geri kazandırdığı sonucuna varılabilir. Ayrıca, CAD/CAM grubuna ait örneklerin b^* değeri, doğrusal bir değişim göstermemekle birlikte, 1. fırınlamadan 4. fırınlamaya doğru azalma gösterdi. Yani, çalışmada kullanılan örneklerde ilk fırınlama sonrası sarılık en yüksek miktarda iken, tekrarlayan fırınlama işlemleriyle sarılık azaldı.

Mevcut çalışmada 3D örnekler için yapılan tekrarlı tek yönlü ölçümler için varyans analizi sonuçlarına göre 3D zirkonya grubunun L* ölçüm değerleri arasında farklılıklar oluşsa da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0.268$). Buna bağlı olarak 3D örneklerin tekrarlayan fırınlama işlemleri sonucunda açıklık veya koyuluğunda bir değişiklik oluşmadığı yorumunda bulunulabilir. 3D örneklerin a* değerleri 1., 2. ve 3. fırınlamalar sonucunda negatif değerler gösterirken; 4. fırınlama sonucunda pozitif değerler aldı. Bu sonuca dayanarak yeşil bir tonun hakim olduğu 3D zirkonya örneklerin, 4 kez fırınlama işlemi geçirdikten sonra kırmızımsı bir karaktere geçiş yaptığı kanısına varıldı. 3D zirkonya örneklerin b* değerleri fırınlama sayısındaki artışa bağlı olarak artış gösterdi ve tıpkı a* değerlerinde olduğu gibi en yüksek değerleri 4 kez fırınlanan grupta sergiledi. Tekrarlayan fırınlama işlemleri 3D zirkonya örneklerin daha sarımsı tonlarda olmasına sebep oldu.

Özdoğan ve Özdemir (Ozdogan & Ozdemir, 2020) CAD/CAM 3Y-TZP zirkonya alt yapıların optik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin zirkonya altyapılarının renk farkı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki oluşturmadığını ve klinik uygulamalarda dört fırınlamaya kadar yapılan işlemlerin güvenle uygulanabileceğini rapor etti. Mevcut tez çalışması sonuçlarına göre Özdoğan ve Özdemir'in (Ozdogan & Ozdemir, 2020) çalışmalarının aksine 1-4 tekrarlayan fırınlama işlemleri neticesinde CAD/CAM örneklerde renk farklılığı oluşurken, 3D örneklerde renk farklılığı oluşmadı. Her iki çalışma arasındaki bu farklılığın mevcut tez çalışmasında CAD/CAM zirkonya örneklerin alt yapıdan ziyade monolitik zirkonya olmasına, 3D zirkonya örneklerin ise tıpkı zirkonya alt yapılar gibi opak beyaz bir renk karakterinde olmasıyla açıklanabilir.

Pürüzlülük, protezlerin önemli özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Daha pürüzlü protez yüzeylerinin, mikrobiyal yapışmayı ve bakteriyel kolonizasyonunu

artırdığı bilinmektedir (Alqanas ve ark., 2022; Jang ve ark., 2021).

Pürüzlülük ölçümünde farklı yöntemler bulunur. Bu tez çalışmasında tercih edilen profilometre yöntemi belirli boyutlara sahip bir elmas uç yardımıyla, hazırlanan örnek yüzeyi sabit doğrusal bir mesafede tarama mekanizmasıyla çalışır (Steiner ve ark., 2015; Wan Bakar & McIntyre, 2008). Profilometre cihazında verilen Ra değeri, ortalama yüzey pürüzlülüğünü ifade eden bir parametredir ve genel yüzey pürüzlülüğünü tanımlar (Jefferies, 1998). Günümüz diş hekimliği çalışmalarında Ra en sık rapor edilen pürüzlülük ölçütü olmaya devam etmektedir (Field ve ark., 2010; Zinelis ve ark., 2005). Bu tez çalışmasında, önceki çalışmalar (Tholt ve ark., 2006) göz önünde bulundurularak, her bir örneğin orta kısmındaki farklı 3 noktadan ölçümler yapıldı ve bu ölçümlerden elde edilen Ra değerlerinin ortalaması alındı.

CAD/CAM ve 3D zirkonya materyalleri ve tekrarlayan fırınlama interaksiyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamasına rağmen ($p=0.789$), CAD/CAM ve 3D zirkonya materyallerin ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olduğu görüldü ($p=0.000$). CAD/CAM zirkonya örnekler (1.34 ± 0.53) 3D zirkonya örneklerle (0.91 ± 0.32) göre daha yüksek pürüzlülük değerlerine sahiptir. Bu farklılığın temelinde kazımalı yöntemlerde kullanılan frez izlerinin etkili olduğu düşünülmektedir. Yüzey görüntülemesinde kullanılan ESEM ve 3 boyutlu profilometre görüntüleri de yüzey pürüzlülük sonuçlarını destekler niteliktedir. 3D zirkonyanın yüzey topografisi görüntüleri CAD/CAM zirkonya ile kıyaslandığında oldukça homojen ve düzgün bir yapı sergilemektedir.

Kesin bir eşik değeri belirlenmemiş olmakla birlikte, Ra pürüzlülük değerinin $0.2 \mu\text{m}$ 'nin üzerinde olmasının bakteri birikimi, diş eti enfeksiyonu ve çürük oluşumu riskini artırabileceği belirtilmektedir. Ayrıca, $0.3 \mu\text{m}$ 'nin üzerindeki pürüzlülük değerlerinin dil tarafından hissedilerek hasta konforunu olumsuz yönde etkileyebileceği ifade

edilmektedir (Jones ve ark., 2004). Mevcut çalışmada elde edilen Ra değerleri belirtilen değerlerden daha yüksektir. Çalışma kapsamında daha nicel bir değerlendirme için materyal yüzeylerine glaze porseleni veya mekanik cilalama işlemi uygulanmadı. Yüzey pürüzlülüğü sonuçlarından yola çıkarak hem CAD/CAM hem 3D zirkonya örneklerin sinterizasyon sonrasında cilalama işlemlerine tabi tutulması gerektiği ön görülmektedir.

Yapılan bir çalışmada, tekrarlayan fırınlama sonrası zirkonya alt yapı örneklerinin artan fırınlama sayısı ile daha pürüzsüz hale geldiği, monolitik zirkonya örneklerde ise 2 ila 4 fırınlama arasında yüzey pürüzlülüğünde azalma meydana geldiği bildirildi (Ozdogan & Tosun, 2024). Mevcut çalışma sonuçlarına göre ise tekrarlayan fırınlama işlemleri sonucunda materyallerin pürüzlülük değerlerinde herhangi bir değişiklik meydana gelmedi. İki çalışmada kullanılan zirkonya bloklarının çeşitliliği veya uygulanan sinterleme protokollerindeki farklılıklardan dolayı sonuçlar arasındaki farklılıkların oluştuğu düşünülmektedir.

Moon ve ark. (Moon ve ark., 2021), 6 kereye kadar uygulanan ilave fırınlama işlemleri sonunda CAD/CAM zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğünde herhangi bir farklılık olmadığını bildirdi. Subaşı ve ark. çalışmalarında (Subaşı ve ark., 2022), 3-YTZP malzemesinin yüzey pürüzlülüğünün, iki veya dört kez fırınlanması durumunda yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir değişiklik bulgusuna rastlamadılar. Farklı fırınlama protokolleri ve fırınlama sayılarının zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini inceleyen başka bir çalışmada (Øilo ve ark., 2008) ise, fırınlama işleminin yüzey pürüzlülüğü üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığı ifade edilmektedir. Sert ve ark. (Sert ve ark., 2022) çalışmalarında, dört farklı seramik materyal (monolitik zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, lityum disilikat cam seramik ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik) kullandı ve örneklere farklı sayılarda (1, 2, 4) fırınlama işlemi uyguladılar. Daha sonra termal döngü testlerini uygulayarak fırınlama ve

yaşlandırma süreçlerinin etkilerini raporladılar. Tekrarlanan fırınlama işlemleri sonucunda yalnızca lösit takviyeli cam seramiğin Ra değerlerinin, fırınlama sayısına göre anlamlı bir şekilde değiştiğini, monolitik zirkonya materyalinin pürüzlülük değerlerinde fırınlamalar sonrası herhangi bir değişiklik olmadığını bildirdiler. Bu bulgular, fırınlama sonrası örneklerin yüzeyinde gözle görülür bir değişiklik olmadığını, dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün sabit kaldığını ifade eder. Mevcut çalışmada, fırınlama işlemleri sonrasında pürüzlülük değerlerinin sabit kalması önceki çalışmaların bulgularıyla tutarlı olduğunu göstermektedir.

Sertlik, bir malzemenin dayanıklılığını ve işlenebilirliğini belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Baharav ve ark., 1999; Denry & Holloway, 2004).

Mevcut tez çalışmasında, sertlik ölçümleri için 9.8 Newton (1 kg) büyüklüğündeki kuvvet, 15 saniye süreyle uygulandı. Her bir örnek üzerinde üç ayrı ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalamaları alındı. Literatürde, CAD/CAM seramikler üzerinde gerçekleştirilen Vickers sertlik testlerinde birçok araştırmacının benzer şekilde 9.8 Newton büyüklüğünde bir test kuvveti kullandığı gözlemlendi (Charlton ve ark., 2008; Curtis ve ark., 2006; Hjerpe ve ark., 2009; Liang ve ark., 2008).

CAD/CAM ve 3D zirkonya materyalleri ve tekrarlayan fırınlama interaksiyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmasına rağmen ($p=0.047$), CAD/CAM ve 3D zirkonya materyallerin ortalama sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p=0.076$).

Yapılan bir tez çalışmasında, farklı zirkonya altyapı (Ceramill, Cercon, ZirkonZahn) sistemlerinin tekrarlanan fırınlamalar (0, 1, 3, 5, 7, 9) sonrası Cercon grubu örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken, ZirkonZahn grubu örneklerde kontrol grubuna kıyasla 5. fırınlamaya kadar sertlik değeri artarken 7. ve 9. fırınlamada sertlik değeri azaldığı rapor edildi. Ceramill grubu örneklerde ise, tekrarlayan

fırınlamalar sonucu sertlik değerlerinin azaldığı belirtildi (Dabakoğlu, 2009). Araştırmacının kullandığı farklı ticari CAD/CAM zirkonya örneklerin, fırınlamalar karşısında farklı sertlik değeri verdiği görülmektedir. Mevcut tez çalışmasının, belirtilen çalışma ile farklılığının zirkonya alt yapı materyali yerine monolitik zirkonya ve 3D yazıcı ile üretilen zirkonya örneklerin kullanılmasından kaynaklanıyor olabilir.

Hjerppe ve ark., zirkonya alt yapının mekanik özelliklerini araştırdıkları bir çalışmada (Hjerppe ve ark., 2009), kor üzerine veneer seramik uygulamaları gerçekleştirerek sertlik değerlerini kıyasladılar. Herhangi bir işlem uygulamadıkları alt yapı zirkonyanın yüzey sertlik değerini 1420 ± 62 HV, 1 kez fırınlanan örneklerde yüzey sertliğini 1443 ± 112 HV, 2 kez fırınlama uygulanan grupta yüzey sertliğini 1382 ± 58 HV ve dentin seramiği tabakası üzerine glaze uygulanan grubun yüzey sertliğini 1437 ± 63 HVN olarak rapor ettiler. Mevcut tez çalışmasında ise CAD/CAM zirkonya örneklerde ortalama 1381.15 ± 293.64 HV, 3D zirkonya örneklerde ise ortalama 1456.51 ± 107.59 HV sertlik değerleri elde edildi.

Mei ve ark. (Mei ve ark., 2021) yaptıkları çalışmada, DLP yöntemi ile üretilen 3D zirkonyanın Vickers mikro sertlik değerini kazımalı yöntemle üretilen zirkonyaya göre daha düşük buldu. Mevcut tez çalışmasında ise Mei ve ark.'nın (Mei ve ark., 2021) aksine istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla birlikte 3D zirkonya örnekler CAD/CAM zirkonya örneklere göre daha yüksek ortalama sertlik değerleri gösterdi.

Literatürde, sertlik değerinin pürüzlülük değeri ile ilişkisinin olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Mei ve ark., 2021; Wang ve ark., 2016). Araştırmacılara göre pürüzlülük değeri yükseldikçe sertlik azalmaktadır. Fakat, sertlik değerini sadece pürüzlülük ile ilişkilendirmek hatalı bir yaklaşımdır. Çünkü, yüzey sertliğini tanecik boyutu, sinterizasyon işlemleri, molekül dağılımı ve kimyasal kompozisyon gibi faktörlerin de etkilediği rapor edildi (El-Raghy ve ark., 1999; Muralithran & Ramesh,

2000; Shaffer, 1964; Wang ve ark., 1995). Mevcut çalışmada, yapılan korelasyon analizi sonuçlarına göre sertlik ve pürüzlülük değerleri arasında bir korelasyonun bulunmaması literatürdeki çalışmalar ile farklılık göstermektedir.

Zirkonyumun faz değişimlerini değerlendirmek amacıyla, çalışmalarda yüzey ve ısı işlemler sonrası XRD, Raman spektroskopisi ve optik interferometri gibi çeşitli analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Park ve ark., 2017; Perry ve ark., 1985). Kullanılan yöntemin özellikleri, hesaplanan pikler ve hacim yüzdeleri üzerinde doğrudan etkili olup, yöntemler arasında doğrudan bir karşılaştırma yapmayı zorlaştırmaktadır (Preis ve ark., 2015). XRD, kristallografik fazları niteliksel ve niceliksel olarak değerlendiren, materyale zarar vermeyen bir yöntem olmasıyla öne çıkmaktadır (Almeida ve ark., 2016). Bu tez çalışmasında faz değişimlerinin incelenmesi için XRD yöntemi tercih edilerek Rietveld analizi yapıldı.

Mevcut çalışmada elde edilen XRD grafikleri, farklı gruplar arasında benzerlikler gösterdi. Gözlemlenen piklerin karşılık geldiği fazlar belirlenirken, literatürde yer alan çeşitli makaleler referans alındı (Inokoshi ve ark., 2018; Kyung ve ark., 2024; Nakai ve ark., 2021). Kyung ve ark. (Kyung ve ark., 2024) çalışmalarında, piklerin çoğunluğunu ‘Difraksiyon Verileri İçin Uluslararası Merkezi’ (International Center for Diffraction Data: ICDD) veri tabanı 014–0534 tanımlandığı gibi zirkonyanın tetragonal fazına karşılık geldiğini rapor ettiler. Ayrıca ICDD 027–0997’de tanımlanan kübik faz pikleri de özellikle 30, 35, 50 ve 60 derece civarında tetragonal fazın belirgin piklerine yakın olarak tespit edildiğini bildirdiler. Mevcut çalışma ile benzer pik değerleri taşıyan bu üç çalışmanın verileri kullanılarak XRD grafiğinde oluşan pik değerlerinin karşılık geldiği zirkonya fazları tanımlandı.

Zirkonya gruplarının faz dağılımlarının fırınlamaya verdiği tepkiler incelendiğinde gruplar arasında farklılıklar olduğu sonucuna ulaşıldı. CAD/CAM

grubunda fırınlama sayısı arttıkça kübik fazdan tetragonal faza geçiş gerçekleşirken, 3D grubu örneklerde 3. fırınlamaya kadar artış gösteren tetragonal faz miktarı 4. fırınlamada düşüş göstererek kübik faza yönelim gerçekleşti. Tekrarlayan fırınlama işlemlerinde 3D zirkonyanın tetragonal fazında meydana gelen azalma veya doğrusal olmayan davranışlar, bu üretim tekniğinin sıcaklık karşısında kararlı bir yapıya sahip olmadığını veya ısı işlemlerin yapı üzerinde bozulmalara neden olduğunu düşündürmektedir. Klinik diş hekimliğinde kararlı yapısı ve faz dönüşüm miktarının kontrol altında tutulması sebebiyle en sık kullanılan zirkonya formu Y-TZP'dir (Kırmalı & Özdemir, 2012). Mevcut çalışmada, CAD/CAM zirkonya örneklerinde ısı işlemler sonrasında tetragonal faz miktarında artış gerçekleşmesi, diş hekimliği kliniği için kabul edilebilir bir durum olarak değerlendirilirken, 3D zirkonya örneklerinde azalan tetragonal faz miktarı diş hekimleri açısından endişe verici bir durum oluşturabilir.

Mevcut tez çalışmasının XRD bulgularına göre, CAD/CAM ve 3D zirkonya örneklerinde oluşan pik noktalarının benzer derecelerde meydana geldiği gözlemlendi. Aynı zamanda, tekrarlayan fırınlamalar her iki grup için de pik noktalarında herhangi bir değişiklik oluşturmadi. Tüm örneklerde, fırınlama sonrasında en yüksek pik değeri yaklaşık 30 derecede izlenirken, bu değeri 50 derece civarındaki pik takip etti. CAD/CAM zirkonya örneklerinde en yüksek pik değeri, 1. fırınlama sonrasında 30 derece civarında meydana gelirken; 3D zirkonya örneklerinde en yüksek pik değeri, 2. fırınlama sonrasında 30 derece civarında oluştu. Kristal yapı, üç boyutlu uzayda düzgün tekrarlanan bir deseni temel alan bir atomik yapıya sahiptir. Bu nedenle, katıların kristal yapısı, yapıda bulunan atom gruplarının ya da moleküllerin katıya özgü olacak şekilde geometrik düzende bir araya gelmesi ile oluşur (Kabak, 2004). Mevcut çalışmada bu kristal yapının, XRD grafiğine göre 30° ve 50° civarında kümелendiği gözlemlendi.

Yapılan bir XRD analiz çalışmasında, monolitik zirkonya için en yüksek pik noktası bir kez fırınlanan örneklerde 30 derecede tespit edildi. Bu örnekleri 3 ila 4 kez fırınlanan gruplar takip etti, ancak iki kez fırınlanan örneklerde herhangi bir pik oluşumu gözlemlenmediği bildirildi (Ozdogan & Tosun, 2024). Mevcut çalışmada, her iki üretim tekniğinde de tüm fırınlamalarda pik değerlerinin oluşması, araştırmacıların sonuçlarıyla farklılık göstermektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP'nin, düşük sıcaklıklar (420 °C- 920 °C) altında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü inceleyen bir çalışmada, araştırmacılar 1, 3 ve 5 tekrarlı fırınlama işlemleri sonucunda monoklinik faz oluşumuna rastlanmadığını bildirdiler (Xie ve ark., 2016). Ancak, çalışmada fırınlama işlemlerine ek olarak hidrotermal yaşlandırma uygulanan örneklerde monoklinik faz dönüşümü gözlemlendiler. Mevcut çalışmayla benzer sıcaklık değerlerinde çalışan araştırmacıların monoklinik faz dönüşümüne ilişkin bulguları, tez çalışmasının sonuçlarıyla uyumludur.

Vatali ve ark. (Vatali ve ark., 2014), CAD/CAM zirkonyaların mikro yapı ve mekanik özellikleri üzerindeki fırınlama ve in-vitro yaşlandırmanın etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında monoklinik zirkonya fazında artış tespit ettiklerini bildirdi. Mevcut tez çalışmasında monoklinik faza rastlanılmaması Vatali ve ark.'nın (Vatali ve ark., 2014) tez çalışmasından farklı olarak uyguladıkları yaşlandırma işleminden kaynaklanıyor olabilir.

Yapılan bir çalışmada, eklemeli üretimle üretilen 3Y-TZP ve alüminyum oksitle sertleştirilmiş zirkonyumun kristal yapısı, mikroyapısı ve mekanik özellikleri, geleneksel yöntemlerle üretilen 3Y-TZP ile karşılaştırıldı (Nakai ve ark., 2021). Rietveld analiziyle elde edilen XRD sonuçları, eklemeli üretimle üretilen 3Y-TZP'nin (LithaCon 3Y 230, Lithoz; 3D Mix zirkonya, 3DCeram Sinto) ve geleneksel yöntemlerle üretilen 3Y-TZP'nin (LAVA Plus, 3M Oral Care) benzer faz bileşimleri gösterdiğini ortaya koydu.

XRD kullanılarak yapılan başka bir çalışmada, katmanlı üretimle üretilen 3Y-TZP zirkonya materyalinin farklı basım açılarında (0°- 45°- 90°) benzer XRD desenleri sergilediği tespit edildi (Osman ve ark., 2017). Benzer şekilde, katmanlı ve kazımalı yöntemlerle üretilen zirkonyalar için de kırılma testi sonrası benzer XRD desenleri gözlemlendi (Zhang ve ark., 2017). Bu çalışmalar, farklı uygulamalar sonrasında zirkonya materyalindeki faz dağılımının her iki üretim tekniği ile aynı sonuçlandığını göstermektedir. Mevcut çalışmada da farklı fırınlamalar sonrasında benzer XRD grafiklerinin elde edilmesi, üretim tekniğinin faz dağılımı üzerinde farklılık oluşturmayacağı fikrini desteklemektedir.

Önceki çalışmalarda, zirkonyada % 25'e kadar olan monoklinik faz içeriği kabul edilebilir bir seviye olarak değerlendirildi (Alkurt ve ark., 2016; Lughi & Sergo, 2010). Alkurt ve ark. (Alkurt ve ark., 2016), zirkonya ve zirkonya alt yapı üzerine kullanılan 2 farklı porselen ile yaptıkları çalışmalarında 2, 5 ve 10 kez tekrarlayan fırınlama işlemleri gerçekleştirdi. Bu çalışmada, monoklinik fazın göreceli miktarının % 5 ila % 14 arasında değiştiği tespit edildi. XRD analiz sonuçları, tekrarlayan fırınlamaların monoklinik faz miktarını önemli ölçüde değiştirmedğini göstermektedir. En yüksek monoklinik faz içeriği, iki kez fırınlama sonrası (% 14) gözlemlenirken, bunu beş kez (% 9) ve on kez (% 5) fırınlama takip ettiği rapor edildi. Bu çalışma, önceki çalışmalarla uyumlu olarak, ısıtım işlemlerin monoklinik faz içeriğini azalttığını doğrulamaktadır (Guazzato ve ark., 2005; Kosmač ve ark., 2008). Verilen çalışmalar, mevcut çalışmada monoklinik fazın tespit edilmemesi veya fırınlama işlemlerinin monoklinik faz miktarında herhangi bir değişiklik oluşturmaması açısından farklılık göstermektedir. Bu farklılığın, fırınlama sıcaklıklarından, tekrarlayan fırınlama sayılarından, üretim tekniklerinden veya üretici firma farklılıklarının etkisinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Passos ve ark. (Passos ve ark., 2015), zirkonya örneklerine uygulanan kumlama işleminin ardından gerçekleştirilen ısıtıl işlemin, tetragonal fazın monoklinik faza dönüştüğü ifade etti. Song ve ark. (Song ve ark., 2013), 500-1000 °C arasında 15 dakika boyunca ısıtılan zirkonya örnekler faz dönüşümünün meydana geldiğini bildirdi. Buna karşılık, Sato ve ark. (Sato ve ark., 2008), 500-1200 °C aralığında 5 dakikalık bir ısıtıl işlem sonrası monoklinik fazın yalnızca yüzeyde kaldığını rapor etti. Mevcut çalışmada, tekrarlayan fırınlamalar sonrası monoklinik-tetragonal faz değişimi bulgusuna rastlanmadı.

Inokoshi ve ark. (Inokoshi ve ark., 2018) birden fazla zirkonya kullanarak, zirkonyanın morfolojik özelliklerini ve kristalografik yapısını kıyasladı. Çalışmada kullanılan Zpex Smile (Tosoh, Tokyo, Japan) zirkonya örneklerinin faz dağılımı (% 41.9 ağırlık oranında t-ZrO₂ fazı ve % 57.6 ağırlık oranında c-ZrO₂ fazı), Zhang ve ark. (Zhang ve ark., 2016) tarafından yapılan önceki çalışma ile uyumlu bulundu.

Mevcut çalışmada yapılan Rietveld analizi sonuçlarına göre, her iki zirkonya grubu için de monoklinik zirkonya fazına rastlanmadı. CAD/CAM zirkonyaların tekrarlayan fırınlamalar sonucunda faz değişimi, 3D zirkonya örneklerle kıyasla daha doğrusal değişiklik gösterdi. CAD/CAM örneklerde fırınlama sayısı arttıkça kübik fazdan tetragonal faza doğru geçiş gerçekleşti. 3D örneklerde Rietveld analizi bulguları değerlendirildiğinde, faz değişiminin 3. fırınlama (85.1) dahil olmak üzere CAD/CAM zirkonya ile benzer olduğu görülmektedir. Fakat, aynı zamanda 4. fırınlamada (76.7) yükselmiş tetragonal faz oranının ciddi bir şekilde düşüş gösterdiği görülmektedir. 4. fırınlama sırasında tetragonal fazdaki düşüş farklı fırınlama sıcaklıklarının etkisi, mikroyapı veya üretim süreçlerinden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde, kazımalı ve eklemeli üretim yöntemlerinin ESEM veya SEM görüntülerinin kıyaslandığı çalışmaların oldukça sınırlı olduğu görülmektedir. Zhang ve

ark. (Zhang ve ark., 2017), üretim sonrası sinterlenmemiş 3D ve CAD/CAM zirkonya örneklerinin SEM görüntülerini karşılaştırdı. Araştırmacılar, 3D yöntemi ile üretilen örneklerin görüntülerinin daha homojen ve sıkı bir yapıya sahip olduğunu, buna karşın CAD/CAM örneklerin homojen olmayan oluşumlara ve daha gevşek bir moleküler yapıya sahip olduğunu tespit etti. Ayrıca literatürde, 3D zirkonyanın araştırılması üzerine yapılan farklı çalışmalar da incelendiğinde tanecik yoğunluğu ve SEM-ESEM görüntülerinin verilerimizi destekler nitelikte olduğu görüldü (Nakai ve ark., 2021; Saâdaoui ve ark., 2020).

Mevcut tez çalışmasında, yüzey topografisi de değerlendirildi ve her iki zirkonya grubu karşılaştırılarak fırınlama işlemlerinin zirkonya örneklerin yüzeylerinde neden olduğu değişimler incelendi. Elde edilen sonuçlar, 3D baskılı zirkonyanın topografisinin CAD/CAM zirkonyaya göre daha düzenli ve homojen bir yapıya sahip olduğunu göstermektedir. Tekrarlayan fırınlama işlemleri her iki grup üzerinde benzer etkiler oluşturarak, fırınlama sırasında kullanılan sıcaklıklar moleküllerin sıkılaşmasını ve daha düzenli bir yapıya dönüşmesini sağladı.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları bulunmaktadır. İn-vitro koşullarda gerçekleştirilen bu çalışmada, renk analizi yaparken zirkonya örneklerin altında bir dentin substrat kullanılmadı. Pürüzlülük ve sertlik analizleri yapılmasına rağmen mikrobiyal bir analiz veya karşıt diş aşınmasını içeren bir test uygulanmadı.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen zirkonya örneklerin tekrarlayan fırınlama işlemleri sonucunda faz değişimi, optik ve mekanik özelliklerine etkisi incelendi ve sonuçlar aşağıda sırasıyla listelendi:

1. Tekrarlayan fırınlama prosedürleri CAD/CAM ile üretilen zirkonya örnekler için renk değişimi meydana getirirken, 3D yazıcı ile üretilen zirkonya örneklerde renk değişimi oluşturmadi.
2. CAD/CAM zirkonya örneklerde fırınlama sayısındaki artışa bağılı olarak renk değeri azaldı.
3. Tekrarlayan fırınlama işlemleri CAD/CAM ve 3D zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülüğünü etkilemezken, yüzey sertliğini etkiledi.
4. CAD/CAM ile üretilen zirkonyanın, 3D yazıcı ile üretilen zirkonyaya göre daha pürüzlü bir yüzeye sahip olduğu görüldü.
5. CAD/CAM ve 3D yazıcı ile üretilen zirkonya örneklerin benzer sertlik değeri sergilediği görüldü.
6. Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin, fırınlama sayısı ile orantılı olarak CAD/CAM zirkonya örneklerde tetragonal faz oranını artırdığı; 3D zirkonya örneklerde ise ilk 3 fırınlama işleminin tetragonal faz oranını artırdığı, 4. fırınlama işleminin ise tetragonal faz oranını azalttığı tespit edildi.

3D zirkonya tekrarlayan fırınlamalarda renk değişimine uğramadı; fakat, renk seçeneklerinin artırılması ve ısı işlemlerin 3D zirkonyada kararsız faz yapısına dönüşümün önüne geçilmesi amacıyla yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca gelecek çalışmalarda, ağız içi ortamın simüle edildiği in-vivo deneylerle bu sonuçların doğrulanması ve farklı klinik koşullarda materyallerin performanslarının daha detaylı şekilde incelenmesi faydalı olacaktır.

KAYNAKLAR

- Abd El-Ghany, O. S., & Sherief, A. H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, 2(2), 55-64.
<https://doi.org/10.1016/j.fdj.2016.10.002>
- Abt, E. (2010). Computer-aided design/computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evidence-based Dentistry*, 11(1), 25-26.
<https://doi.org/10.1038/sj.ebd.6400709>
- Aeran, H., Kumar, V., Seth, J., & Sharma, A. (2014). Computer aided designing-computer aided milling in prosthodontics: A promising technology for future. *IJSS Case Report & Reviews*, 1(1), 23-27.
- Alghazzawi, T. F., Lemons, J., Liu, P. R., Essig, M. E., Bartolucci, A. A., & Janowski, G. M. (2012). Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(5), 363-369.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00838.x>
- Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *International Journal of Prosthodontics*, 30(5). <https://doi.org/10.11607/ijp.5079>
- Alkurt, M., Duymus, Z. Y., & Gundogdu, M. (2016). Effects of multiple firings on the microstructure of zirconia and veneering ceramics. *Dental Materials Journal*, 35(5), 776-781. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-429>
- Almeida, P. J., Silva, C. L., Alves, J. L., Silva, F. S., Martins, R. C., & Sampaio-Fernandes, J. (2016). Analysis of the stability of 3Y-TZP zirconia abutments after thermocycling and mechanical loading. *Revista Portuguesa De Estomatologia*,

Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial, 57(4), 197-206.

<https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2016.07.003>

Alp, G., Subaşı, M. G., Seghi, R. R., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia. *Journal of dentistry*, 73, 19-23.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.03.001>

Alqanas, S. S., Alfuhaid, R. A., Alghamdi, S. F., Al-Qarni, F. D., & Gad, M. M. (2022). Effect of denture cleansers on the surface properties and color stability of 3D printed denture base materials. *Journal of Dentistry*, 120, 104089.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104089>

Aswini, K. K., Ramanarayanan, V., Rejithan, A., Sajeev, R., & Suresh, R. (2019). The effect of gender and clinical experience on shade perception. *J Esthet Restor Dent*, 31(6), 608-612. <https://doi.org/10.1111/jerd.12520>

Babina, K., Polyakova, M., Sokhova, I., Doroshina, V., Arakelyan, M., & Novozhilova, N. (2020). The effect of finishing and polishing sequences on the surface roughness of three different nanocomposites and composite/enamel and composite/cementum interfaces. *Nanomaterials*, 10(7), 1339.
<https://doi.org/10.3390/nano10071339>

Baharav, H., Laufer, B.-Z., Pilo, R., & Cardash, H. S. (1999). Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 515-519. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70204-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70204-0)

Ballard, E., Metz, M. J., Harris, B. T., Metz, C. J., Chou, J.-C., Morton, D., & Lin, W.-S. (2017). Satisfaction of dental students, faculty, and patients with tooth shade-

- matching using a spectrophotometer. *Journal of Dental Education*, 81(5), 545-553. <https://doi.org/10.21815/JDE.016.022>
- Bartolo, D., Cassar, G., Husain, N. A.-H., Özcan, M., & Camilleri, J. (2017). Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 545-551. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.020>
- Bayindir, F., Kuo, S., Johnston, W. M., & Wee, A. G. (2007). Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 175-185. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60052-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60052-0)
- Bayindir, F., & Ozbayram, O. (2018). Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 152-158. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.02.011>
- Bayındır, F., & Wee, A. G. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. (Clinical Dentistry and Research)*, 30(3), 40-46.
- Berns, R. S. (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9781119367314>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Blaes, J. (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal (Indiana Dental Association)*, 81(4), 17-19.

- Boyce, R. A. (2021). Prosthodontic principles in dental implantology: Adjustments in a coronavirus disease-19 pandemic-battered economy. *Dental Clinics*, 65(1), 135-165. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2020.08.007>
- Branco, A. C., Colaço, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2023). Recent advances on 3D-printed zirconia-based dental materials: a review. *Materials*, 16(5), 1860. <https://doi.org/10.3390/ma16051860>
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), v, 341-358. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.004>
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.011>
- Broitman, E. (2017). Indentation hardness measurements at macro-, micro-, and nanoscale: a critical overview. *Tribology Letters*, 65(1), 23. <https://doi.org/10.1007/s11249-016-0805-5>
- Browning, W. D., Chan, D. C., Blalock, J. S., & Brackett, M. G. (2009). A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. *Operative Dentistry*, 34(3), 337-343. <https://doi.org/10.2341/08-87>
- Burgess, J. O. (2018). Zirconia: The material, its evolution, and composition. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 39(suppl 4), 4-8.
- Cengiz, D. (2013). Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi(333986) [Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi]. Ulusal Tez Merkezi
- Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Tiba, A. (2008). Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence International*, 39(7).

- Chen, G. X., Zeng, X. Y., Wang, Z. M., Guan, K., & Peng, C. W. (2011). Fabrication of removable partial denture framework by selective laser melting. *Advanced Materials Research*, 317, 174-178. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.317-319.174>
- Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X., & Lu, E. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8).
- Chen, Z., Li, Z., Li, J., Liu, C., Lao, C., Fu, Y., Liu, C., Li, Y., Wang, P., & He, Y. (2019). 3D printing of ceramics: A review. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(4), 661-687. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2018.11.013>
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02078.x>
- Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R., & Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539-5545. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.01.020>
- Chohan, J. S., Singh, R., Boparai, K. S., Penna, R., & Fraternali, F. (2017). Dimensional accuracy analysis of coupled fused deposition modeling and vapour smoothing operations for biomedical applications. *Composites Part B: Engineering*, 117, 138-149. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2017.02.020>
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., & Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45-61. <https://doi.org/10.1002/jbm.820230105>

- Chu, S. J. (2002). Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, 14(1), 79-83; quiz 84.
- Chu, S. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. (2.Baskı). Quintessence Yayınları
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
- Chua, C. K., Leong, K. F., & Lim, C. S. (2010). *Rapid prototyping: principles and applications*. World scientific.
- Clary, J. A., Ontiveros, J. C., Cron, S. G., & Paravina, R. D. (2016). Influence of light source, polarization, education, and training on shade matching quality. *J Prosthet Dent*, 116(1), 91-97. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.008>
- Cullity, B., & Stock, S. (2001). Elements of x-ray diffraction, Prentice Hall. *Upper Saddle River, NJ*, 388.
- Curtis, A. R., Wright, A. J., & Fleming, G. J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34(3), 195-206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.06.006>
- Çal, E., Güneri, P., & Bıçakçı, A. (2005). Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. *Ege Üniveristesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(2), 117-125.
- Çelik, G., Sarı, T., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82. <https://doi.org/10.7126/cdj.2012.1545>
- Çevik, D. (2018). Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin seri ve kesikli üretim sistemleri üzerine etkisi (502650) [Y. lisnas Tezi, Sakarya Üniversitesi]. Ulusal Tez Merkezi

- Çökük, D. N. (2009). Tam Seramik Sistemlerine Uygulanan Farklı Polisaj Metotlarının Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(2), 98-104.
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361-368. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60083-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60083-9).
- Dabakoğlu, B. (2009). *Çoklu fırınlama uygulamasının farklı zirkonya esaslı alt yapı sistemlerinin mekanik özelliklerine etkisi* (Tez No. 243005) [Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi]. Ulusal Tez Merkezi
- Danilatos, G. (1990). Mechanisms of detection and imaging in the ESEM. *Journal of Microscopy*, 160(1), 9-19. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2818.1990.tb03043.x>
- De Groot, P. (1991). Interferometric laser profilometer for rough surfaces. *Opticsletters*, 16(6), 357-359. <https://doi.org/10.1364/OL.16.000357>
- Deckard, C., & Beaman, J. (1988). Process and control issues in selective laser sintering. *ASME Production Engineering Division (Publication) PED*, 33(33), 191-197.
- Denissen, H. W., van der Zel, J. M., & van Waas, M. A. (1999). Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 12(5).
- Denry, I., & Holloway, J. (2004). Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass–ceramics. *Dental Materials*, 20(3), 213-219. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00094-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00094-0)
- Di Giacomo, G., Silva, J., Martines, R., & Ajzen, S. (2014). Computer-designed selective laser sintering surgical guide and immediate loading dental implants with

- definitive prosthesis in edentulous patient: A preliminary method. *European Journal of Dentistry*, 8(01), 100-106. DOI: 10.4103/1305-7456.126257
- Dolenc, A., & Mäkelä, I. (1994). Slicing procedures for layered manufacturing techniques. *Computer-Aided Design*, 26(2), 119-126. [https://doi.org/10.1016/0010-4485\(94\)90032-9](https://doi.org/10.1016/0010-4485(94)90032-9)
- Donald, A. M. (2003). The use of environmental scanning electron microscopy for imaging wet and insulating materials. *Nature Materials*, 2(8), 511-516.
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J., & Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00163.x>
- Döğüşcü, E., Karacaer, Ö., & Güngör, M. B. (2023). Farklı Çok Katmanlı Monolitik Zirkonya Seramiklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi. *Ankara Dişhekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*, 12(2), 197-203. <https://doi.org/10.54617/adoklinikbilimler.1239809>
- Ebeid, K., Wille, S., Salah, T., Wahsh, M., Zohdy, M., & Kern, M. (2018). Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 210-217. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2017.09.001>
- Ebert, J., Özkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, Ö., Koops, U., Telle, R., & Fischer, H. (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of Dental Research*, 88(7), 673-676. <https://doi.org/10.1177/0022034509339988>
- Edgar, J., & Tint, S. (2015). Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. *Johnson Matthey Technology Review*, 59(3), 193-198. <https://doi.org/10.1595/205651315X688406>

- El-Raghy, T., Barsoum, M. W., Zavaliangos, A., & Kalidindi, S. R. (1999). Processing and mechanical properties of Ti₃SiC₂: II, effect of grain size and deformation temperature. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(10), 2855-2860. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02167.x>
- Ersu, B., Yüzügüllü, B., & Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 58-72.
- Esra, Ç.-T. (2024). Color Agreement of Try-In Paste and Resin Cement on Zirconia Laminate Veneers. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 6(2), 200-207. <https://doi.org/10.51122/neudentj.2024.103>
- Fani, G., Vichi, A., & Davidson, C. L. (2007). Spectrophotometric and visual shade measurements of human teeth using three shade guides. *American Journal of Dentistry*, 20(3), 142-146.
- Field, J., Waterhouse, P., & German, M. (2010). Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of Dentistry*, 38(3), 182-190. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.01.002>
- Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Singh, A., & Mancl, L. A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1377-1384. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.015>
- Francis, L. W., Lewis, P. D., Wright, C. J., & Conlan, R. S. (2010). Atomic force microscopy comes of age. *Biology of the Cell*, 102(2), 133-143. <https://doi.org/10.1042/BC20090127>

- Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*, 35(6), 825-846. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.026>
- Gehrke, P., Riekeberg, U., Fackler, O., & Dhom, G. (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(3), 247-263.
- Geschke, R. (2004). Ceramic gap-fills for ceramic restoration. *The Conservator*, 28(1), 74-83. <https://doi.org/10.1080/01410096.2004.9995206>
- Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W., & Leyhausen, G. (1998). Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 41(3), 474-480. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(19980905\)41:3<474::AID-JBM18>3.0.CO;2-I](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(19980905)41:3<474::AID-JBM18>3.0.CO;2-I)
- Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, e57-e64. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>
- Gibson, I., Rosen, D. W., Stucker, B., Khorasani, M., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). *Additive manufacturing technologies* (Vol. 17). Springer.
- Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Luengo, M. C. L., Vicente, P., Galindo, P., & Casado, A. M. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65-70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.001>

- Gökhan, Ö. (2020). Eklemeli üretim teknolojileri üzerine bir derleme. *Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 9(1), 606-621.
<https://doi.org/10.28948/ngumuh.626011>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
<https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. In: ACS Publications. <https://doi.org/10.1021/ac403397r>
- Groth, C., Kravitz, N. D., Jones, P. E., Graham, J. W., & Redmond, W. R. (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of Clinical Orthodontics*, 48(8), 475-485.
- Gu, D., & Shen, Y. (2008). Processing conditions and microstructural features of porous 316L stainless steel components by DMLS. *Applied Surface Science*, 255(5), 1880-1887. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2008.06.118>
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9-18. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.001>
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
- Güth, J.-F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D., & Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7). <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42653>

- Hammad, I. A. (2003). Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(1), 50-53.
<https://doi.org/10.1067/mpr.2003.60>
- He, R., Liu, W., Wu, Z., An, D., Huang, M., Wu, H., Jiang, Q., Ji, X., Wu, S., & Xie, Z. (2018). Fabrication of complex-shaped zirconia ceramic parts via a DLP-stereolithography-based 3D printing method. *Ceramics International*, 44(3), 3412-3416. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2017.11.135>
- Heintze, S. D., & Rousson, V. (2010). Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6). <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Hekimoğlu, C., Anıl, N., & Etikan, I. (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1), 29-33.
- Helmer, J. D., & Driskell, T. D. (1969). Research on bioceramics: Symposium on use of ceramics as surgical implants. *Clemson, SC: Clemson University*.
- Herrera, L. J., Pulgar, R., Santana, J., Cardona, J. C., Guillén, A., Rojas, I., & Pérez, M. d. M. (2010). Prediction of color change after tooth bleaching using fuzzy logic for Vita Classical shades identification. *Applied Optics*, 49(3), 422-429.
<https://doi.org/10.1364/AO.49.000422>
- Hjerppe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(5), 262-267.
<https://doi.org/10.1080/00016350802247123>

- Hjerpe, J., Vallittu, P. K., Fröberg, K., & Lassila, L. V. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 25(2), 166-171. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.05.011>
- Hornbeck, L. J. (1999). Digital Light Processing update: status and future applications. In M. H. Wu (Ed.), *Projection Displays V* (Proceedings of SPIE, Vol. 3634, pp. 158–165). SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.349351>
- Huang, H. (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science and Engineering: A*, 345(1-2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.05.011>
- Hugo, B., Witzel, T., & Klaiber, B. (2005). Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clinical Oral Investigations*, 9, 244-250. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0014-3>
- Huh, Y.-H., Park, C.-J., & Cho, L.-R. (2016). Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 440-449. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.021>
- Hull, C. W. (2015). The birth of 3D printing. *Research-Technology Management*, 58(6), 25-30. <https://doi.org/10.5437/08956308X5806067>
- Hyun, H.-K., Kim, S., Lee, C., Shin, T. J., & Kim, Y.-J. (2017). Colorimetric distribution of human attached gingiva and alveolar mucosa. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 294-302. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.009>
- Inokoshi, M., Shimizu, H., Nozaki, K., Takagaki, T., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Zhang, F., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., & Minakuchi, S. (2018). Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental Materials*, 34(3), 508-518. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.12.008>

- Ioannidis, A., Park, J.-M., Hüsler, J., Bomze, D., Mühlemann, S., & Özcan, M. (2022). An in vitro comparison of the marginal and internal adaptation of ultrathin occlusal veneers made of 3D-printed zirconia, milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 709-715. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.053>
- Jang, W., Kook, G.-S., Kang, J.-H., Kim, Y., Yun, Y., Lee, S.-K., Park, S.-W., Lim, H.-P., Yun, K.-D., & Park, C. (2021). Effect of washing condition on the fracture strength, and the degree of conversion of 3D printing resin. *Applied Sciences*, 11(24), 11676. <https://doi.org/10.3390/app112411676>
- Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)00555-9](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)00555-9)
- Jiang, L., Xu, M.-Q., Lu, X.-L., Tong, X.-W., Liang, X.-J., & Yu, H. (2023). Effect of multiple firings on the color and translucency of monolithic zirconia. *Frontiers in Materials*, 10, 1110688. <https://doi.org/10.3389/fmats.2023.1110688>
- Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., & Vult Von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 145-153. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.822098>
- Johnston, W., & Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822. <https://doi.org/10.1177/00220345890680051301>
- Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of Dentistry*, 67, S3-S10. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.09.006>

- Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4810881>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Kabak, M. (2004). *X-ışınları kristalografisi* (1. baskı). Ankara: Bıçaklar Kitabevi
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18, 155-163.
- Kalantari, M. H., Ghoraishian, S. A., & Mohaghegh, M. (2017). Evaluation of accuracy of shade selection using two spectrophotometer systems: Vita Easyshade and Degudent Shadepilot. *European Journal of Dentistry*, 11(02), 196-200. https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_195_16
- Kale, E., Yilmaz, B., Seker, E., & Özcelik, T. B. (2017). Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD/CAM monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(6), 736-741. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.004>
- Kelly, J. R., & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 24(3), 289-298. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.005>
- Khaing, M., Fuh, J., & Lu, L. (2001). Direct metal laser sintering for rapid tooling: processing and characterisation of EOS parts. *Journal of Materials Processing Technology*, 113(1-3), 269-272. [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(01\)00584-2](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(01)00584-2)

- Khoshnevis, B. (2004). Automated construction by contour crafting-related robotics and information technologies. *Automation in Construction*, 13(1), 5-19.
<https://doi.org/10.1016/j.autcon.2003.08.012>
- Kilinc, H., & Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD/CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107-113.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.019>
- Kim, H.-K., & Kim, S.-H. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75-81.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.001>
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., & Ha, S.-R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773-779.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.020>
- Kim, K.-B., Kim, J.-H., Kim, W.-C., & Kim, J.-H. (2014). Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1432-1436.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.002>
- Kırmalı, Ö., & Özdemir, A. K. (2012). Zirkonya esaslı seramikler. *Annals of Health Sciences Research*, 1(2), 15-18.
- Kocağaoglu, H. H., Gümüş, H. Ö., & Albayrak, H. (2013). Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlendirme ve Polisaj. *Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*, 7(1), 1409-1418.
- Kohorst, P., Brinkmann, H., Dittmer, M., Borchers, L., & Stiesch, M. (2010). Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses.

Journal of Oral Rehabilitation, 37(4), 283-291. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02053.x>

Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, 35(5), 797-806. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.017>

Komissarenko, D. A., Sokolov, P. S., Evstigneeva, A. D., Slyusar, I. V., Nartov, A. S., Volkov, P. A., Lyskov, N. V., Evdokimov, P. V., Putlayev, V. I., & Dosovitsky, A. E. (2021). DLP 3D printing of scandia-stabilized zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 41(1), 684-690. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2020.09.010>

Kosmač, T., Oblak, Č., & Marion, L. (2008). The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 28(5), 1085-1090. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2007.09.013>

Kröger, E., Matz, S., Dekiff, M., Tran, B. L., Figgner, L., & Dirksen, D. (2015). In vitro comparison of instrumental and visual tooth shade determination under different illuminants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(6), 848-855. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.004>

Kruth, J.-P., Van Den Broucke, B., Van Vaerenbergh, J., Van Vaerenbergh, J., & Mercelis, P. (2005). *Benchmarking of different SLS/SLM processes as rapid manufacturing techniques*. PMI.

Kutluk, A., & Öngül, D. (2023). Monolitik CAD CAM seramik materyallerinin yapay yaşlandırma sonrası aşınma ve kırılma dayanımlarının araştırılması. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 5(1), 1-9. <https://doi.org/10.51122/neudentj.2023.52>

- Kyung, K.-Y., Park, J.-M., Heo, S.-J., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., Ahn, J.-S., & Yi, Y. (2024). Comparative analysis of flexural strength of 3D printed and milled 4Y-TZP and 3Y-TZP zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(3), 521-529. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.12.020>
- Li, R., Wang, Y., Hu, M., Wang, Y., Xv, Y., Liu, Y., & Sun, Y. (2019). Strength and adaptation of stereolithography-fabricated zirconia dental crowns: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(5), 439-443. <https://doi.org/10.11607/ijp.6262>
- Liang, X., Qiu, Y., Zhou, S., Hu, X., Yu, G., & Deng, X. (2008). Preparation and properties of dental zirconia ceramics. *Journal of University of Science and Technology Beijing, Mineral, Metallurgy, Material*, 15(6), 764-768. [https://doi.org/10.1016/S1005-8850\(08\)60284-4](https://doi.org/10.1016/S1005-8850(08)60284-4)
- Lin, L., Fang, Y., Liao, Y., Chen, G., Gao, C., & Zhu, P. (2019). 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. *Advanced Engineering Materials*, 21(6), 1801013. <https://doi.org/10.1002/adem.201801013>
- Lucas, T. J., Lawson, N. C., Janowski, G. M., & Burgess, J. O. (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials*, 31(12), 1487-1492. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.014>
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807-820. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian*

- Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 26(5), 340-350. <https://doi.org/10.1002/col.1049>
- Luthardt, R., Sandkuhl, O., & Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7(4), 113-119.
- Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., & Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-652. <https://doi.org/10.1080/13102818.2016.1177470>
- Mangano, F., Pozzi-Taubert, S., Zecca, P. A., Luongo, G., Sammons, R. L., & Mangano, C. (2013). Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dentistry*, 22(4), 388-393. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31829afa9d>
- Marchack, B. W., Sato, S., Marchack, C. B., & White, S. N. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 145-152. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60112-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60112-1)
- Marchack, C. B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 389-394. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60028-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60028-6)
- Mazumder, M., Ahmed, R., Ali, A. W., & Lee, S.-J. (2018). SEM and ESEM techniques used for analysis of asphalt binder and mixture: A state of the art review.

- Construction and Building Materials*, 186, 313-329.
<https://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2018.07.126>
- Mazzoli, A., Ferretti, C., Gigante, A., Salvolini, E., & Mattioli-Belmonte, M. (2015). Selective laser sintering manufacturing of polycaprolactone bone scaffolds for applications in bone tissue engineering. *Rapid Prototyping Journal*, 21(4), 386-392. <https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2013-0040>
- McDonald, R. (1988). Acceptability and Perceptibility Decisions Using the CMC Color Difference Formula. *Textile Chemist & Colorist*, 20(6), 31-37.
- McLaren, E. A., & Giordano II, R. A. (2005). Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*, 28.
- Mehta, S., & Nandeeshwar, D. (2017). A spectrophotometric analysis of extraoral aging conditions on the color stability of maxillofacial silicone. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(4), 355-360. https://doi.org/10.4103/jips.jips_87_17
- Mei, Z., Lu, Y., Lou, Y., Yu, P., Sun, M., Tan, X., Zhang, J., Yue, L., & Yu, H. (2021). Determination of Hardness and Fracture Toughness of Y-TZP Manufactured by Digital Light Processing through the Indentation Technique. *BioMed Research International*, 2021(1), 6612840. <https://doi.org/10.1155/2021/6612840>
- Melchels, F. P., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>
- Methani, M. M., Revilla-León, M., & Zandinejad, A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 182-192. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>

- Mijiritsky, E., Elad, A., Krausz, R., Ivanova, V., & Zlatev, S. (2023). Clinical performance of full-arch implant-supported fixed restorations made of monolithic zirconia luted to a titanium bar: A retrospective study with a mean follow-up of 16 months. *Journal of Dentistry*, 137, 104675. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104675>
- Mohamed, O. A., Masood, S. H., & Bhowmik, J. L. (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in Manufacturing*, 3, 42-53. <https://doi.org/10.1007/s40436-014-0097-7>
- Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M. B., & Jamshidian, M. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 658-665. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.019>
- Moon, W., Park, J. H., Lee, H.-A., Lim, B.-S., & Chung, S. H. (2021). Influence of additive firing on the surface characteristics, Streptococcus mutans viability and optical properties of zirconia. *Materials*, 14(5), 1286. <https://doi.org/10.3390/ma14051286>
- Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics*, 46(2), 405-426. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(01\)00007-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(01)00007-6)
- Muralithran, G., & Ramesh, S. (2000). The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite. *Ceramics International*, 26(2), 221-230. [https://doi.org/10.1016/S0272-8842\(99\)00046-2](https://doi.org/10.1016/S0272-8842(99)00046-2)

- Nakai, H., Inokoshi, M., Nozaki, K., Komatsu, K., Kamijo, S., Liu, H., Shimizubata, M., Minakuchi, S., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2021). Additively manufactured zirconia for dental applications. *Materials*, 14(13), 3694. <https://doi.org/10.3390/ma14133694>
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Publishing Chicago.
- Oğuz, E. İ., Özgür, M. E., Sungur, S., & Üçtaşlı, S. (2020). Impact of multiple firings and resin cement type on shear bond strength between zirconia and resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 197. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.197>
- Ohno, Y. (2000). CIE fundamentals for color measurements. In *Proceedings of the IS&T NIP16 International Conference on Digital Printing Technologies* (pp. 540–545). Society for Imaging Science and Technology
- Øilo, M., Gjerdet, N. R., & Tvinnereim, H. M. (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental Materials*, 24(4), 471-475. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.013>
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70049-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70049-6)
- Osman, R. B., van der Veen, A. J., Huiberts, D., Wismeijer, D., & Alharbi, N. (2017). 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating

- the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 75, 521-528. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.08.018>
- Ozdogan, A., & Ozdemir, H. (2020). The effects of repetitive firing processes on the optical, thermal, and phase formation changes of zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(1), 9-14. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.1.9>
- Ozdogan, A., & Tosun, B. (2024). Effects of repetitive firings on mechanical, optical, and phase formation changes of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(1), 230-240. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.02.003>
- Öncel, A. (2022). Endüstriyel Seramik üretiminde CAD/CAM yöntemlerinin kullanımı ve öneminin Araştırılması[Y.lisans Tezi,Anadolu Üniveritesi] .Ulusal Tez Merkezi
- Özkurt-Kayahan, Z. (2016). Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomed Res*, 27(4), 1427-1436.
- Papanagiotou, H. P., Morgano, S. M., Giordano, R. A., & Poher, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 154-164. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.08.004>
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Mar Perez, M. d. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, S1-S9. <https://doi.org/10.1111/jerd.12149>
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. (No Title).

- Park, C., Vang, M.-S., Park, S.-W., & Lim, H.-P. (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 430-437. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.005>
- Passos, S. P., Linke, B., Major, P. W., & Nychka, J. A. (2015). The effect of air-abrasion and heat treatment on the fracture behavior of Y-TZP. *Dental Materials*, 31(9), 1011-1021. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.05.008>
- Perry, C., Liu, D. W., & Ingel, R. P. (1985). Phase characterization of partially stabilized zirconia by Raman spectroscopy. *Journal of the American Ceramic Society*, 68(8), C-184-C-187. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1985.tb10176.x>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)
- Pittayachawan, P. (2009). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics* UCL (University College London)].
- Polat, H. H. (2012). Renk teorisi ve temel yanılgılar. *Selçuk Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi*(28), 165-173.
- Ponader, S., Von Wilmsowky, C., Widenmayer, M., Lutz, R., Heinl, P., Körner, C., Singer, R. F., Nkenke, E., Neukam, F. W., & Schlegel, K. A. (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 92(1), 56-62. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32337>
- Preis, V., Schmalzbauer, M., Bougeard, D., Schneider-Feyrer, S., & Rosentritt, M. (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment

- treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry*, 43(1), 133-139.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.08.011>
- Pustina-Krasniqi, T., Shala, K., Staka, G., Bicaj, T., Ahmed, E., & Dula, L. (2017).
 Lightness, chroma, and hue distributions in natural teeth measured by a
 spectrophotometer. *European Journal of Dentistry*, 11(01), 036-040. DOI:
 10.4103/1305-7456.202635
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review.
Dental Clinics, 48(2), 531-544. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.008>
- Raigrodski, A. J., & Chiche, G. J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic
 fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic
 Dentistry*, 86(5), 520-525. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.120111>
- Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J., Mohamed, S. E., Billiot, S.,
 & Mercante, D. E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–
 based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study.
The Journal of Prosthetic Dentistry, 96(4), 237-244.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.08.010>
- Rd, D. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *Journal
 of Prosthetic Dent*, 82, 143-149.
- Reiss, B. (2007). Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new
 biogeneric occlusal morphing: a case report. *International Journal of
 Computerized Dentistry*, 10(1), 69-75.
- Rekow, E., Silva, N., Coelho, P., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. (2011).
 Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental
 Research*, 90(8), 937-952. <https://doi.org/10.1177/0022034510391795>

- Revilla-León, M., Husain, N. A.-H., Ceballos, L., & Özcan, M. (2021). Flexural strength and Weibull characteristics of stereolithography additive manufactured versus milled zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 685-690. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.019>
- Revilla-León, M., Meyer, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2020). Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23(1), 27-37. <https://doi.org/10.3290/j.ijcd.b833722>
- Ristic, I., Stankovic, S., & Paravina, R. D. (2016). Influence of Color Education and Training on Shade Matching Skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 287-294. <https://doi.org/10.1111/jerd.12209>
- Rodriguez, J. M., Curtis, R. V., & Bartlett, D. W. (2009). Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental Materials*, 25(4), 500-505. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.003>
- Rosenstiel SF, L. M., Fujimoto J (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4. Edition). Mosby, St.Louis;, 710-712,714,717.
- Roy Choudhury, A. K., & Naskar, B. (2019). Comparison of visual (MUNSELL) and instrumental measures (CIELAB) of coloured textile standard samples. *Research Journal of Textile and Apparel*, 23(4), 340-354. <https://doi.org/10.1108/RJTA-08-2018-0050>
- Saâdaoui, M., Khaldoun, F., Adrien, J., Reveron, H., & Chevalier, J. (2020). X-ray tomography of additive-manufactured zirconia: processing defects–strength relations. *Journal of the European Ceramic Society*, 40(8), 3200-3207. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2019.04.010>

- Samuel, R., Chandrasekar, S., Farris, T. N., & Licht, R. H. (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 72(10), 1960-1966. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1989.tb06007.x>
- Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Goula, H. (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 178-185. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60053-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60053-5)
- Sato, H., Yamada, K., Pezzotti, G., Nawa, M., & Ban, S. (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental Materials Journal*, 27(3), 408-414. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.408>
- Schropp, L. (2009). Shade matching assisted by digital photography and computer software. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(3), 235-241. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00409>.
- Schulze, K. A., Marshall, S. J., Gansky, S. A., & Marshall, G. W. (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 19(7), 612-619. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00003-4](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00003-4)
- Schweiger, J., Bomze, D., & Schwentenwein, M. (2019). 3D printing of zirconia—what is the future? *Current Oral Health Reports*, 6, 339-343.
- Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90279-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90279-9)
- Sert, M., Subaşı, M. G., Donmez, M. B., Çakmak, G., & Yilmaz, B. (2022). Effect of firing cycle and aging on long-term chemical degradation of monolithic CAD/CAM ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(1), 89. e81-89. e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.04.028>

- Seymen, F., & Gülhan, A. (1996). Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi-the investigation of surface hardness of various posterior filling materials. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 30(3), 145-152. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.04.028>
- Shaffer, P. T. (1964). Effect of crystal orientation on hardness of silicon carbide. *Journal of the American Ceramic Society*, 47(9), 466-466. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1964.tb14438.x>
- Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., & Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.009>
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 30(1), 21-30. <https://doi.org/10.1002/col.20070>
- Shellabear, M., & Nyrhilä, O. (2004). DMLS-Development history and state of the art. *Laser assisted netshape engineering 4, proceedings of the 4th LANE*, 21-24.
- Shirazi, S. F. S., Gharehkhani, S., Mehrali, M., Yarmand, H., Metselaar, H. S. C., Kadri, N. A., & Osman, N. A. A. (2015). A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: Selective laser sintering and inkjet 3D

- printing. *Science and Technology of Advanced Materials*, 16(3), 033502.
<https://doi.org/10.1088/1468-6996/16/3/033502>
- Shokry, T. E., Shen, C., Elhosary, M. M., & Elkhodary, A. M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 124-129.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.12.001>
- Song, J.-Y., Park, S.-W., Lee, K., Yun, K.-D., & Lim, H.-P. (2013). Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 274-280. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60376-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60376-5)
- Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(5), 556-566.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(73\)90036-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(73)90036-X)
- Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(73\)80019-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(73)80019-8)
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5). <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H., & Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-622.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.007>

- Stephen, J. (2003). Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S42-S48. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00317.x>
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>
- Su, G., Zhang, Y., Jin, C., Zhang, Q., Lu, J., Liu, Z., Wang, Q., Zhang, X., & Ma, J. (2023). 3D printed zirconia used as dental materials: a critical review. *Journal of Biological Engineering*, 17(1), 78. <https://doi.org/10.1186/s13036-023-00396-y>
- Subaşı, M. G., Çakmak, G., Sert, M., & Yilmaz, B. (2022). Effect of multiple firings on surface roughness and flexural strength of CAD/CAM ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(2), 216. e211-216. e218. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.05.021>
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93-101. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.03.014>
- Sundh, A., & Sjögren, G. (2008). A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental Materials*, 24(5), 611-617. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.021>
- Şahin, C., & Uzun, G. (2020). Cad/Cam Bloklardan Elde Edilen Restorasyonlarda Bitim İşlemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Ve Sitotoksositeye Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(4), 633-638. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.804220>

- Tabatabaian, F. (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 276-287. <https://doi.org/10.1111/jopr.12906>
- Tabatabaian, F., Dalirani, S., & Namdari, M. (2019). Effect of thickness of zirconia ceramic on its masking ability: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(6), 666-671. <https://doi.org/10.1111/jopr.12625>
- Tai, S. S., & Tang, X. M. (2001). Manipulating biological samples for environmental scanning electron microscopy observation. *Scanning*, 23(4), 267-272. <https://doi.org/10.1002/sca.4950230407>
- Takamori, E. R., Cruz, R., Gonçalves, F., Zanetti, R. V., Zanetti, A., & Granjeiro, J. M. (2008). Effect of roughness of zirconia and titanium on fibroblast adhesion. *Artif Organs*, 32(4), 305-309. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2008.00547.x>
- Tan, P. L. B., & Dunne Jr, J. T. (2004). An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 215-218. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.12.024>
- Taylor, A. C., Beirne, S., Alici, G., & Wallace, G. G. (2017). System and process development for coaxial extrusion in fused deposition modelling. *Rapid Prototyping Journal*, 23(3), 543-550. <https://doi.org/10.1108/RPJ-10-2015-014>
- Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449. <https://doi.org/10.2341/05-54>
- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E.-S., & Jiang, H. B. (2021). A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting

- factors, and applications. *Scanning*, 2021(1), 9950131.
<https://doi.org/10.1155/2021/9950131>
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25-45.
- Travitzky, N., Bonet, A., Dermeik, B., Fey, T., Filbert-Demut, I., Schlier, L., Schlördt, T., & Greil, P. (2014). Additive manufacturing of ceramic-based materials. *Advanced Engineering Materials*, 16(6), 729-754. <https://doi.org/10.1002/adem.201400097>
- Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., & Tsolakis, A. I. (2022). Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: a systematic review. *Children*, 9(8), 1106. <https://doi.org/10.3390/children9081106>
- Turp, V., & Türkoğlu, P. (2017). Structural Properties of Zirconia. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics Special Topics*, 3(2), 77-83.
- Türk, A. G., Dünder Çömlekoğlu, M., & Çömlekoğlu, M. E. (2022). Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 43(Supp: Özel Sayı), 85-94. <https://doi.org/10.5505/eudfd.2022.97769>
- Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., Eser, K., & Ercoban, E. (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 97(1), 25-31. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.11.002>
- Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., Eser, K., & Ercoban, E. (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 25-31. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.11.002>

- Ulusoy, N., Gökay, O., Kasar, B., & Müjdecı, A. (1999). Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 9-19.
- Ural, Ç. (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve CAD/CAM Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1), 27-38.
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.
- Vasamsetty, P., Pss, T., Kukkala, D., Singamshetty, M., & Gajula, S. (2020). 3D printing in dentistry–Exploring the new horizons. *Materials Today: Proceedings*, 26, 838-841. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Vatali, A., Kontonasaki, E., Kavouras, P., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Paraskevopoulos, K. K., & Koidis, P. (2014). Effect of heat treatment and in vitro aging on the microstructure and mechanical properties of cold isostatic-pressed zirconia ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 30(10), e272-e282. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.017>
- Volpato, C. Â. M., Garbelotto, L., Fredel, M. C., & Bondioli, F. (2011). Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Advances in ceramics-electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment*, 25. <https://doi.org/10.5772/21630>

- Walenta, G., & Füllmann, T. (2004). Advances in quantitative XRD analysis for clinker, cements, and cementitious additions. *Powder Diffraction*, 19(1), 40-44. <https://doi.org/10.1154/1.1649328>
- Walters, P., Huson, D., Parraman, C., & Stanić, M. (2009). 3D printing in colour: Technical evaluation and creative applications. *Proceedings of the Impact*, 6.
- Wan Bakar, W., & McIntyre, J. (2008). Susceptibility of selected tooth-coloured dental materials to damage by common erosive acids. *Australian Dental Journal*, 53(3), 226-234. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00053.x>
- Wang, L., Dou, R., Bai, M., Li, Y., Hall, D., & Chen, Y. (2016). Characterisation of microstructure and hardness of perovskite-structured Ba_{0.5}Sr_{0.5}Co_{0.8}Fe_{0.2}O_{3-δ} under different sintering conditions. *Journal of the European Ceramic Society*, 36(7), 1659-1667. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2016.02.010>
- Wang, N., Wang, Z., Aust, K., & Erb, U. (1995). Effect of grain size on mechanical properties of nanocrystalline materials. *Acta Metallurgica et Materialia*, 43(2), 519-528. [https://doi.org/10.1016/0956-7151\(94\)00253-E](https://doi.org/10.1016/0956-7151(94)00253-E)
- Wang, Q., Mitsumura, N., Chen, Q., Sarkar, A., Kurokawa, H., Sekiguchi, K., & Sugiyama, K. (2014). Investigation of condensation reaction during phenol liquefaction of waste woody materials. *International Journal of Sustainable Development and Planning*, 9(5), 658-668. <https://doi.org/10.2495/SDP-V9-N5-658-668>
- Wang, W., Yu, H., Liu, Y., Jiang, X., & Gao, B. (2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 285-291. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.012>

- Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics*. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. 4th ed. St. Louis: Mosby, 710-712.
- Wee, A. G., Monaghan, P., & Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657-666. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.125727>
- Whitehead, S., Shearer, A., Watts, D., & Wilson, N. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00795.x>
- Williams, R., Bibb, R., & Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 85-88. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.002>
- Williamson, R. T., Kovarik, R. E., & Mitchell, R. J. (1996). Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 9(1), 30-37.
- Wohlers, T., Gornet, T., Mostow, N., Campbell, I., Diegel, O., Kowen, J., Huff, R., Stucker, B., Fidan, I., & Doukas, A. (2016). History of additive manufacturing. *Wohlers Report 2016-2022*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.4474824>
- Woolfson, M. M. (1997). *An introduction to X-ray crystallography*. Cambridge University Press.
- Wu, H., Cheng, Y., Liu, W., He, R., Zhou, M., Wu, S., Song, X., & Chen, Y. (2016). Effect of the particle size and the debinding process on the density of alumina ceramics fabricated by 3D printing based on stereolithography. *Ceramics*

<https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.08.024>

Xie, H., Gu, Y., Li, Q., Qian, M., Zhang, F., Tay, F. R., & Chen, C. (2016). Effects of multiple firings on the low-temperature degradation of dental yttria-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 495-500. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.029>

Yanıkoğlu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720-9734. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.06.049>

Yıldırım, M. P., & Bayındır, F. (2013). Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 430-435.

Yılmaz, K., Gonuldas, F., & Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 427-433. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.6.427>

Yuan, K., Sun, X., Wang, F., Wang, H., & Chen, J.-h. (2012). In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Operative Dentistry*, 37(3), 219-227. <https://doi.org/10.2341/11-230-C>

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.

Zaimoğlu, L., Dalat, D., & Saklar, F. (1989). Effect of light exposure time on hardness of visible light cured composites. *Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakultesi Dergisi= The Journal of the Dental Faculty of Ankara University*, 16(1), 147-153.

- Zeng, L., Zhang, Y., Liu, Z., & Wei, B. (2015). Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 135-139. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.004>
- Zenthöfer, A., Schwindling, F. S., Schmitt, C., Ilani, A., Zehender, N., Rammelsberg, P., & Rues, S. (2022). Strength and reliability of zirconia fabricated by additive manufacturing technology. *Dental Materials*, 38(10), 1565-1574. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.07.004>
- Zhang, F., Heydecke, G., & Razzoog, M. E. (2000). Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(4), 425-431. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.110255>
- Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), e327-e337. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.025>
- Zhang, Y., Han, J.-m., Zheng, G., Lin, H., Bai, W., Zhao, J., & Shen, Z. (2017). Fatigue behaviours of the zirconia dental restorations prepared by two manufacturing methods. *Advances in Applied Ceramics*, 116(7), 368-375. <https://doi.org/10.1080/17436753.2017.1336365>
- Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.004>
- Zinelis, S., Eliades, T., Eliades, G., Makou, M., & Silikas, N. (2005). Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket

materials. *Dental Materials*, 21(9), 890-894.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.007>



EKLER

EK-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹

Öğrencinin Adı ve Soyadı	
Öğrencinin Numarası	
Ana Bilim Dalı	
Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	

Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	% 3	% 15
II. Genel Bilgiler	% 12	% 35
III. Materyal ve Metod	% 17	% 35
IV. Bulgular	% 15	% 15
V. Tartışma	% 5	% 20

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'ten büyük olmaması gerekir.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
İmza:	İmza:

¹ Bu form bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp tezin Ekler kısmına EK-1 olarak eklenmelidir.

EK-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 69

27.12.2023

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

11.12.2023 tarihli yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi

ile doktora öğrencisi

birlikte hazırladıkları

“Farklı Fırınlama Sayılarının CAD/CAM ve 3D Yazıcı ile Üretilen Zirkonyanın Faz Değişimi, Optik ve Mekanik Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi (Investigation of the Effect of Different Firing Numbers on Phase Change, Optical and Mechanical Properties of Zirconia Produced by CAD/CM and 3D Printer” konulu Doktora Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



ATATÜRK UNIVERSITY FACULTY
OF DENTISTRY ETHICS
COMMITTEE

Session Date:
Session Number:

DECISION LETTER

RESPONSIBLE RESEARCHER(S)	
The Name of the Study	<i>Investigation of the Effect of Different Firing Numbers on Phase Change, Optical and Mechanical Properties of Zirconia Produced by CAD/CM and 3D Printer</i>
Decision No.	69.
Decision Taken	prepared the study titled "<i>Investigation of the Effect of Different Firing Numbers on Phase Change, Optical and Mechanical Properties of Zirconia Produced by CAD/CM and 3D Printer</i>". It was unanimously decided that there is no scientific and ethical problem in accepting the study, provided that it is carried out in accordance with the rules in the current Helsinki Declaration and by adhering to the provisions of the "Regulation on Clinical Trials" dated August 19, 2011 and numbered 28030 published by the Ministry of Health.