



**YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ**  
**LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Ekleme ve Çıkarmalı Tekniklerle Üretilen 3-Üyeli Monolitik  
Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumunun  
Değerlendirilmesi**

**DOKTORA TEZİ**

**Diş Hekimi Dilem TOKSOY**

**Lefkoşa**

**Mayıs, 2024**

DILEM TOKSOY

Ekleme ve Çıkarmalı Tekniklerle Üretilen 3-Üyeli Monolitik Zirkonya  
Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumunun Değerlendirilmesi

DOKTORA TEZİ

2024

**YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ**  
**LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Eklemeli ve Çıkarmalı Tekniklerle Üretilen 3-Üyeli Monolitik  
Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumunun  
Değerlendirilmesi**

**DOKTORA TEZİ**

**Diş Hekimi Dilem TOKSOY**

**Tez Danıőmanı**  
**Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL**

**Lefkoşa**  
**Mayıs, 2024**

## Onay

Dt. Dilem Toksoy tarafından hazırlanan “**Eklemeli ve Çıkarmalı Tekniklerle Üretilen 3-Üyeli Monolitik Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumunun Değerlendirilmesi**” başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak 02/05/2024 tarihinde kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri Adı – Soyadı

Jüri Başkanı: Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Sedanur Turgut

Karadeniz Teknik Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Doç. Dr. Özay Önöral

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Anabilim Dalı Başkanı Onayı



02/05/2024

Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy

Anabilim Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can Başer

Enstitü Müdürü



## **Etik İkelere Uygunluk Beyanı**

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

**Dt. Dilem Toksoy**

**02/05/2024**

## Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemediğim benimle paylaşan, her konuda bana yol gösterip destek olan, akademik hayatta bana kattığı değerleri her zaman benimseyeceğim çok değerli mentörüm Doç. Dr. Özey ÖNÖRAL'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Lisans ve doktora eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, öğrencisi olarak yetişmekten her zaman onur duyduğum saygıdeğer dekanım ve aynı zamanda tez jüri başkanım Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

Doktora eğitimimde bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, danışma ihtiyacı duyduğum her an kıymetli vaktini ayırıp sabırla ve ilgiyle beni dinleyen, güler yüzünü ve samimiyetini benden hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam ve tez jüri üyem Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ'a teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez jürimde yer almayı kabul ederek beni onurlandıran, kıymetli hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT ve Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN'a çok teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Doktora eğitimim süresince klinik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak yol gösteren tüm bölüm hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma anlayışları ve yardımları için sonsuz teşekkür ederim.

Sevgisi, anlayışı ve sabrı ile her zaman yanımda olup beni motive eden hayat arkadaşım Dr. Dt. Tağmaç ÖZBERK'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

Tez çalışmamın sorunsuz yürütülmesi sürecinde yardımlarından ötürü değerli teknisyenlerimiz Gökhan ALAN ve Emin DUYGU'ya teşekkür ederim.

Tezimde kullanılan örneklerin üretimini sağlayan firmalar; CADdent GmbH, Creatz3D Pte Ltd, ve Aon Co Ltd'ye teşekkür ederim.

Tez ölçümlerinin gerçekleştirilmesi sürecinde bana destek olan başta Prof. Dr. Burak Ali ÇİÇEK ve Meliha TAVUKÇU olmak üzere tüm Doğu Akdeniz Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi MBG Laboratuvarı ekibine teşekkür ederim.

Örneklerin yaşlandırma süreci ile ilgilenen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Estetik ve Bilgisayarlı Diş Hekimliği Araştırma ve Uygulama Kliniğinde görevli Mustafa YEŞİL'e teşekkür ederim.

Tezimde kullanılan örneklerin bana ulaşmasında büyük katkıları olan Ayşe MOUDOUROU ve Taner BAYGÜN'e teşekkür ederim.

Her anımda yanımda olan ve bugünlere gelmemde büyük katkıları olan biricik aileme tüm kalbimle teşekkür ederim.

Başım her sıkıştığında yanımda olan, beni her zaman neşelendiren, iyi ki var dediğim biricik kardeşim Dilay TOKSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Tez süresince beni yalnız bırakmayan, beni her zaman motive eden değerli arkadaşlarım Dr. Dt. Burcu GÜZER ve Naim Kİ'ye teşekkür ederim.

Beni gururla izlediklerini düşündüğüm annem Birgen TOKSOY ve babam Kemal TOKSOY'un kıymetli anısına...

**Dt. Dilem Toksoy**

## Özet

### Eklemeli ve Çıkarmalı Tekniklerle Üretilen 3-Üyeli Monolitik Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumunun Değerlendirilmesi

Toksoy, Dilem

Doç. Dr. Özay Önöral

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Mayıs 2024, 184 sayfa

**Amaç.** Bu in-vitro çalışmanın amacı, farklı teknikler kullanılarak üretilen 3-üyeli monolitik zirkonya restorasyonların (MZR) uyumu üzerinde glazür ve yaşlandırmanın etkisini değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntemler.** Frasaco model üzerinde hazırlanan preparasyonlar için 4 farklı teknik (subtraktif üretim [SM], stereolitografi [SLA], dijital ışık işleme [DLP] ve litografi tabanlı seramik üretimi [LCM]) kullanılarak toplam 32 MZR üretilmiştir. Sinterleme, glazürleme ve 1 yıllık yaşlandırma sonrasında premolar ve molar abutmentler için aralık değerlerini ölçmek amacıyla silikon replika tekniği kullanılmıştır. Silikon replikalar mesiodistal ve bukkopalatinal kesitlere ayrılmış ve kesitlerin dijital mikrografları  $\times 80$  magnifikasyonda stereomikroskop altında değerlendirilmiştir. Aralık değerlerini ( $\mu\text{m}$ ) kaydetmek için stereomikroskop bünyesindeki ölçüm yazılımı kullanılmıştır. Elde edilen verileri istatistiksel olarak analiz etmek için tekrarlayan ölçümlerde 2 yönlü ANOVA testi ile Bonferroni post hoc testi kullanılmıştır ( $\alpha=.05$ ).

**Bulgular.** Tekrarlayan ölçümlerde 2 yönlü ANOVA analizinde hem glazür $\times$ üretim tekniği hem de yaşlandırma $\times$ üretim tekniği interaksiyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $P>.05$ ). Glazür değişkeni, premolar abutmentin marjinal ( $P=.022$ ) ve oklüzal ( $P=.007$ ) aralık değerlerinin yanı sıra molar abutmentin marjinal aralık değerlerini de ( $P=.047$ ) anlamlı ölçüde etkilemiştir. Yaşlandırma değişkeni, premolar abutmentin marjinal ( $P=.008$ ) ve oklüzal ( $P=.011$ ) aralık değerlerinin yanı sıra molar abutmentin oklüzal aralık değerleri ( $P=.039$ ) üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki göstermiştir. Hem glazür hem de yaşlandırma verilerinde, tüm ölçüm

noktaları için, üretim teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ( $P<.05$ ). LCM grubu en düşük aralık değerleri sergilerken, bunu SLA, SM ve DLP grupları takip etmiştir.

**Sonuçlar.** LCM ve SLA grupları uyum açısından diğer gruplardan daha iyi performans sergilemiştir. Glazür ve yaşlandırma prosedürleri aralık değerlerini etkilemiştir. Tüm grupların marjinal aralık değerleri klinik kabul edilebilirlik eşiğinin altında bulunmuştur ( $\leq 120 \mu\text{m}$ ).

**Anahtar kelimeler:** eklemeli üretim, monolitik zirkonya restorasyon, stereolitografi, dijital ışık işleme, litografi tabanlı seramik üretimi



**Abstract****Evaluation of Marginal and Internal Fit of 3-Unit Monolithic Zirconia Restorations Fabricated by Additive and Subtractive Techniques****Toksoy, Dilem****Assoc. Prof. Dr. Özay Önöral****PhD, Department of Prosthetic Dentistry****May 2024, 184 pages**

**Purpose.** The purpose of this in vitro study was to assess the effect of glazing and aging on the fit of 3-unit monolithic zirconia restorations (MZR) fabricated using different techniques.

**Material and Methods.** A total of 32 MZR were fabricated for a typodont model by using 4 distinct techniques (subtractive manufacturing [SM], stereolithography [SLA], digital light processing [DLP], and lithography-based ceramic manufacturing [LCM]). The silicone replica approach was adopted to measure the discrepancy values for premolar and molar abutments after sintering, glazing, and 1 year of aging. The silicone replicas were sliced into mesiodistal and buccopalatal cross-sections, and digital micrographs of the cross-sections were made with a  $\times 80$  stereomicroscope. An inherent measuring program was run to record the discrepancy values ( $\mu\text{m}$ ). Repeated-measures 2-way ANOVAs with the Bonferroni post hoc test were used to statistically analyze the acquired data. ( $\alpha=.05$ ).

**Results.** From the repeated measures 2-way ANOVAs, both the glazing $\times$ fabrication technique and the aging $\times$ fabrication technique interactions were not statistically significant ( $P>.05$ ). Glazing significantly influenced premolar abutment marginal ( $P=.022$ ) and occlusal ( $P=.007$ ) discrepancy values, as well as molar abutment marginal discrepancy values ( $P=.047$ ). Aging had a statistically significant effect on premolar abutment marginal ( $P=.008$ ) and occlusal ( $P=.011$ ) discrepancy values, as well as molar abutment occlusal discrepancy values ( $P=.039$ ). In both the glazing and aging data, for all areas of interest, statistically significant differences were detected among the fabrication techniques ( $P<.05$ ). The LCM group had the lowest discrepancy values, followed by the SLA, SM, and DLP groups.

**Conclusions.** The LCM and SLA groups outperformed the other groups in terms of fit accuracy. The glazing and aging procedures altered the discrepancy values. The marginal discrepancy values of all groups were below the threshold of clinical acceptability ( $\leq 120 \mu\text{m}$ ).

**Keywords:** additive manufacturing, monolithic zirconia restoration, stereolithography, digital light processing, lithography-based ceramic manufacturing

## İçindekiler

Onay Sayfası .....	I
Etik İlkeler Uygunluk Beyanı .....	II
Teşekkür.....	III
Özet .....	V
Abstract .....	VII
İçindekiler .....	IX
Tablolar Listesi / Şekiller Listesi .....	XIII
Kısaltmalar .....	XVIII

### BÖLÜM I

Giriş.....	1
Problem Durumu .....	7
Araştırmanın Amacı .....	7
Hipotezler .....	8
Araştırmanın Önemi.....	8

### BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar .....	9
Zirkonya Materyaline Genel Bakış .....	9
Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü.....	10
Dönüşüm Sertleşmesi (Martensitik Transformasyon).....	12
Zirkonyanın Sınıflandırılması .....	13
Zirkonyanın Mikroyapısına Göre Sınıflandırılması .....	13
Zirkonyanın Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması.....	13
Birinci Jenerasyon Zirkonya Seramikler (Konvansiyonel 3Y-TZP).....	13
İkinci Jenerasyon Zirkonya Seramikler (Alüminyum Oksit İçeriği Modifiye Edilmiş 3Y-TZP).....	15
Üçüncü Jenerasyon Zirkonya Seramikler (İtriyum Oksit İçeriği Modifiye Edilmiş) .....	16
%4 Mol İtriyum Oksit ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (4Y-TZP) .....	16

%5-8 Mol İtiryum Oksit ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (5-8Y-TZP).....	16
Dördüncü Jenerasyon Zirkonya Seramikler (Çok Katmanlı/Multikromatik) .	18
Materyali Geliştirmeye Yönelik Diğer Stratejiler .....	19
Zirkonya Blokların/Disklerin Üretim Teknikleri.....	19
Kuru Presleme .....	19
Soğuk İzostatik Presleme ( <i>CIP</i> ).....	20
Sıcak İzostatik Presleme ( <i>HIP</i> ).....	21
Üretimde Zirkonya Blok/Disk Seçimi .....	21
Zirkonya Restorasyonların Üretim Teknolojileri.....	22
Kopya Freze Sistemleri.....	22
CAD/CAM Sistemleri .....	23
CAD/CAM Sistemlerine Retrospektif Bakış .....	23
CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	24
CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Konseptine Göre Sınıflandırılması .....	24
CAD/CAM Sistemlerinin Veri Paylaşımına Göre Sınıflandırılması.....	25
CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Komponentleri.....	25
Dijitalleştirme Aracı/Tarayıcı .....	26
Tarayıcı Sisteme Göre Tarayıcıların Sınıflandırılması .....	26
Optik Tarayıcılar (Lazer ve Işık Bazlı Tarayıcılar / <i>Non-Contact Scanning</i> ). .....	26
Mekanik Tarayıcılar ( <i>Touch Probe / Contact Scanning</i> ).....	26
Veri Toplama Ortamına Göre Tarayıcılar Sınıflandırılması .....	27
Ekstraoral (İndirekt, Laboratuvar) Tarayıcılar .....	27
İntraoral (Direkt, Ağız İçi) Tarayıcılar .....	28
Yazılım (CAD-Bilgisayar Destekli Tasarım) .....	29
Üretim Teknolojisi (CAM-Bilgisayar Destekli Üretim).....	29
Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim.....	30
Sert Frezeleme .....	31
Yumuşak Frezeleme.....	32
3-Akslı Frezeleme .....	33
4-Akslı Frezeleme .....	33
5-Akslı Frezeleme .....	33
Eklemeli (Aditif) Üretim .....	34

Seramiklerin Eklemeli Üretim Teknolojileri ile Üretimi .....	35
Zirkonyanın Vat-Fotopolimerizasyon (VP) Teknolojisi ile Üretimi .....	40
Çalışmada Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri .....	41
Stereolitografi (SLA) .....	41
Litografi Tabanlı Seramik Üretimi (LCM).....	43
Dijital Işık İşleme (DLP) .....	44
Eklemeli Tekniklerle Üretilen Zirkonya Restorasyonların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler .....	46
Restorasyonların Üretim Platformu Üzerinde Üretim Yönü, Açısı ve Konumlandırılması .....	46
Işık Saçılması.....	47
Süspansiyonlardaki Zirkonya Miktarı .....	47
Lateral ve Vertikal Çözünürlük .....	48
Geometrik Aşırı Büyüme ( <i>Geometric Overgrowth</i> ).....	49
Toplanma Fenomeni ( <i>Balling Phenomenon</i> ).....	49
Kahve Lekelenmesi Fenomeni ( <i>Coffee Staining Phenomenon</i> ) .....	50
Dijital Teknolojilerle Üretilen Zirkonya Restorasyonların Marjinal/İnternal Uyumuna .....	50
MZR'lerin Marjinal ve İnternal Uyumunu Etkileyen Faktörler.....	51
Marjinal ve İnternal Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler.....	52
Mikrofotografi veya Işık Mikroskobu ile Uyumun Değerlendirilmesi (Direkt Görüş Tekniği).....	53
Silikon Replika Tekniği.....	53
Kesit Alma Yöntemi .....	55
Silikon Ağırlığının Ölçülmesi ile Uyumun Değerlendirilmesi.....	55
Üçlü-Tarama Yöntemi .....	55
Dual-Tarama Yöntemi .....	56
Mikro-BT (X-ışını mikrotomografisi) Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi .....	57
Dijitalleştirilmiş Silikon Replikanın Lazer Videografisi .....	57
Profilometre ile Marjinal Uyumun Dolaylı Ölçümü .....	57
Optik Kohorens Tomografi.....	58

## BÖLÜM III

Yöntem.....	59
Diş Preparasyonu ve 3B Sanal Tasarımın Gerçekleştirilmesi .....	59
Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi ve Grupların Oluşturulması .....	61
Örneklerin Üretim Aşaması .....	63
Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim .....	63
Eklemeli (Aditif) Üretim .....	66
Stereolitografi (SLA).....	67
Litografi Tabanlı Seramik Üretimi (LCM) .....	69
Dijital Işık İşleme (DLP).....	72
Sinterleme Protokolleri Sonrası Örneklerin Tabii Tutulduğu Glazür Fırınlanması ve Hidrotermal Yaşlandırma Prosedürleri .....	75
Marjinal ve İnternal Uyum Ölçümleri.....	77
Silikon Replika Tekniği.....	77
Marjinal ve İnternal Uyumun Stereomikroskop Altında Değerlendirilmesi .....	78
Verilerin Analizi ve Yorumlanması .....	80

## BÖLÜM IV

Bulgular.....	81
---------------	----

## BÖLÜM V

Tartışma .....	91
----------------	----

## BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler.....	109
Sonuç.....	109
Öneriler .....	109
Kaynakça.....	111
Ekler .....	146
Ek-1. Yayın .....	146
Ek-2. İntihal Raporu.....	156
Özgeçmiş.....	160

### Tablolar Listesi

	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b> 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5-8Y-TZP Seramiklerin Özelliklerinin Karşılaştırılması	18
<b>Tablo 2.</b> Zirkonya Nesnelerin Üretimi İçin Mevcut 3B Yazıcılar ve Süspansiyonlar	39
<b>Tablo 3.</b> MZR'lerin Uyumlarını Etkileyen Parametrelerle İlgili Çalışmalar	51
<b>Tablo 4.</b> Çalışmada Kullanılan Ekipmanlar ve Üretim Detayları	63
<b>Tablo 5.</b> Premolar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Glazür×Üretim Tekniği)	81
<b>Tablo 6.</b> Molar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Glazür×Üretim Tekniği)	82
<b>Tablo 7.</b> Premolar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Yaşlandırma×Üretim Tekniği)	83
<b>Tablo 8.</b> Molar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Yaşlandırma×Üretim Tekniği)	83
<b>Tablo 9.</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Premolar Abutmentin Aralık Değerleri	85
<b>Tablo 10.</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Molar Abutmentin Aralık Değerleri	86
<b>Tablo 11.</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Premolar Abutmentin Aralık Değerleri	88
<b>Tablo 12.</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Molar Abutmentin Aralık Değerleri	89

**Şekiller Listesi**

	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 1</b> Monolitik ve Veneerlenmiş Zirkonyanın Yapısal Görünümü	2
<b>Şekil 2</b> Zirkonya Tozunun Hazırlanma Süreci	10
<b>Şekil 3</b> Zirkonyanın Kristallografik Formları ve Faz Dönüşüm Dereceleri	11
<b>Şekil 4</b> Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizmasının Şematik Görünümü	13
<b>Şekil 5</b> Zirkonya Restorasyonların Üretim Tekniklerinin Şematize Görünümü	22
<b>Şekil 6</b> CAM/CAM ile Restorasyonların Üretiminde İş Akışı	26
<b>Şekil 7</b> Çıkarmalı (Subtraktif), Eklemeli (Aditif) ve Kombine (Hibrit) Yaklaşımla Üretim	30
<b>Şekil 8</b> Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim Teknolojilerinin Sınıflandırılması	31
<b>Şekil 9</b> Seramiklerin Eklemeli Üretim Teknolojilerinin Şematize Görünümü	35
<b>Şekil 10</b> Seramiklerin İndirekt ve Direkt Eklemeli Üretim Teknolojileri ile Üretim Süreçleri	38
<b>Şekil 11</b> Zirkonyanın VP ile Üretim Aşamaları	41
<b>Şekil 12</b> SLA Üretim Metodu	43
<b>Şekil 13</b> LCM Üretim Metodu	44
<b>Şekil 14</b> DLP Üretim Metodu	45
<b>Şekil 15</b> Silikon Replika Tekniği	54
<b>Şekil 16</b> Frasco Model Üzerinde Gerçekleştirilen Preparasyonlar ve Master Modelin Hazırlanması	59



<b>Şekil 17</b> (a) Çalışmada Kullanılan inEos X5 Ekstraoral Laboratuvar Tarayıcısı, (b) InLab 16.1 CAD Yazılım Programında 3-Üyeli MZR'nin Sanal Tasarımının Gerçekleştirilerek, Siman Aralığı Miktarının Ayarlanması	60
<b>Şekil 18</b> Sanal Olarak Tasarlanmış 3-Üyeli MZR	60
<b>Şekil 19</b> Çalışmanın Deneysel Tasarımı	62
<b>Şekil 20</b> Tasarlanan 3-Üyeli MZR'lerin Zirkonya Disk Üzerinde Sanal Konumlandırılması	64
<b>Şekil 21</b> Çalışmada Kullanılan inLab MC X5 Frezeleme Cihazı ve GC Initial Zirconia HT Zirkonya Disk	64
<b>Şekil 22</b> CAM Ünitesinde Zirkonya Diskin Frezelenmesi	65
<b>Şekil 23</b> Çıkarmalı Üretimle Elde Edilen 3-Üyeli MZR'ler	65
<b>Şekil 24</b> Çalışmada Kullanılan inFire HTC Speed Sinter Cihazı ve Sinterleme Prosedürüne Tabi Tutulan Örnekler	66
<b>Şekil 25</b> Uygulanan Sinterleme Prosedürü Sonrası SM Örneklerin Görünümü	66
<b>Şekil 26</b> Üretim Platformuna 150 Derecelik Açıyla ve Üretim Yönü Oklüzal Yüzeyden Olacak Şekilde Yerleştirilen Örneklerin Görünümü	67
<b>Şekil 27</b> Çalışmada Kullanılan SLA Tabanlı Ceramaker C900 Flex 3B Baskı Cihazı	68
<b>Şekil 28</b> SLA ile Üretilen Örneklerin Temizleme Prosedürü Öncesi Görünümü	68
<b>Şekil 29</b> (a) SLA ile Üretilen Örneklerin Temizleme Prosedürü Sonrası Görünümü, (b) SLA ile Üretilen Örneklerin Debinding Sonrası Görünümü, (c) SLA ile Üretilen Örneklerin Sinterleme Sonrası Görünümü	68

<b>Şekil 30</b> SLA Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü	69
<b>Şekil 31</b> Çalışmada Kullanılan LCM Tabanlı CeraFab S65 Medical 3B Baskı Cihazı	70
<b>Şekil 32</b> LCM ile Üretilen Örneklerin Üretim Platformunda Konumlandırılması ve Sütun Desteklerin Eklenmesi	70
<b>Şekil 33</b> Cerafab S65 Medical Cihazında LCM Örneklerin Üretim Süreci	71
<b>Şekil 34</b> Üretim Sonrası LCM Örneklerin Görünümü	71
<b>Şekil 35</b> LCM Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü	72
<b>Şekil 36</b> Çalışmada Kullanılan DLP Tabanlı Zipro D 3B Baskı Cihazı	72
<b>Şekil 37</b> DLP ile Üretilen Örneklerin Üretim Platformunda Konumlandırılması ve Sütun Desteklerin Eklenmesi	73
<b>Şekil 38</b> Zipro D Cihazında DLP Örneklerin Üretim Süreci	73
<b>Şekil 39</b> Üretim Sonrası DLP Örneklerin Görünümü	74
<b>Şekil 40</b> DLP Örneklerle Uygulanan Debinding ve Sinterleme Prosedürleri	74
<b>Şekil 41</b> DLP Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü	75
<b>Şekil 42</b> Programat EP 5000 Cihazında Örneklerin Glazür Fırınlamasına Tabi Tutulması	76
<b>Şekil 43</b> Örneklerin SD Mechatronik Hidrotermal Yaşlandırma Cihazında 10000 Siklus ( $\approx 1$ yıl) Hidrotermal Yaşlandırmaya Tabi Tutulma Süreci	76
<b>Şekil 44</b> Standart Kuvvet Uygulamak Amacıyla Kullanılan Aparent	77
<b>Şekil 45</b> Her Abutment İçin Mesiodistal ve Bukkopalatinal Yönde Belirlenmiş Ölçüm Noktaları	78
<b>Şekil 46</b> Çalışmada Kullanılan Stereomikroskopun Görünümü	78

<b>Şekil 47</b> Bukkopalatinal ve Mesiodistal Kesitlerde Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-oklüzal ve Oklüzal Ölçüm Noktalarının ×80 Magnifikasyonda Temsili Fotomikrografları	79
<b>Şekil 48</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Premolar Abutmenin Aralık Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi	86
<b>Şekil 49</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Molar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi	87
<b>Şekil 50</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Premolar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi	89
<b>Şekil 51</b> Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Molar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi	90

**Kısaltmalar**

<b>CAD/CAM:</b>	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>MZR:</b>	Monolitik Zirkonya Restorasyon
<b>3B:</b>	3 Boyutlu
<b>ASTM:</b>	<i>American Society for Testing and Materials</i>
<b>SLA:</b>	Stereolitografi
<b>DLP:</b>	Dijital Işık İşleme
<b>LCM:</b>	Litografi Tabanlı Seramik Üretimi
<b>VP:</b>	Vat-Fotopolimerizasyon
<b>UV:</b>	Ultraviyole
<b>DMD:</b>	Dijital Mikro Ayna Cihazı
<b>WQXGA:</b>	<i>Wide Quad Extended Graphics Array</i>
<b>ADA:</b>	<i>American Dental Association</i>
<b>µm:</b>	Mikro-metre
<b>Mikro-BT:</b>	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
<b>SEM:</b>	Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>SM:</b>	Çıkarmalı üretim, <i>subtractive manufacturing</i>
<b>NPJ:</b>	Nanopartikül Püskürtme
<b>g/cm<sup>3</sup>:</b>	Gram/Santimetre küp
<b>K:</b>	Kelvin
<b>°C:</b>	Santigrat-derece

<b>SiO<sub>2</sub>:</b>	Silisyum Dioksit
<b>ZrO<sub>2</sub>:</b>	Zirkonyum Oksit, Zirkonya
<b>Fe:</b>	Demir
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b>	İtriyum Oksit
<b>Al:</b>	Alüminyum
<b>HfO<sub>2</sub>:</b>	Hafniyum Oksit
<b>CaO:</b>	Kalsiyum Oksit
<b>MgO:</b>	Magnezyum Oksit
<b>CeO<sub>2</sub>:</b>	Seryum Oksit
<b>PSZ:</b>	Parsiyel Stabilize Zirkonya
<b>TZP:</b>	Tetragonal Zirkonya Polikristali
<b>FSZ:</b>	Tam Stabilize Zirkonya
<b>Y-TZP:</b>	İtriyum Oksit ile Stabilize Edilmiş TZP
<b>MPa:</b>	Megapaskal
<b>MPa(m)<sup>1/2</sup>:</b>	Kırılma Dayanımı Birimi
<b>LTD:</b>	Düşük Isı Degradasyonu
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b>	Alüminyum Oksit
<b>CTE:</b>	Termal Genleşme Katsayısı
<b>La<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b>	Lantan Oksit
<b>VLTP:</b>	Görünür Işık Geçirgenlik Yüzdesi
<b>TP:</b>	Translusensi Parametresi
<b>CR:</b>	Kontrast Oranı

<b>HIP:</b>	Sıcak İzostatik Presleme
<b>CIP:</b>	Soğuk İzostatik Presleme
<b>CCD:</b>	<i>Charged-Coupled Device Sensor</i>
<b>CEREC:</b>	<i>Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics</i>
<b>STL:</b>	<i>Standard Tessellation Language</i>
<b>2B:</b>	2 Boyutlu
<b>POI:</b>	<i>Point of Interest</i>
<b>nm:</b>	Nano-metre
<b>BT:</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>MRI:</b>	Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>ME:</b>	Materyal Ekstrüzyon
<b>MJ:</b>	Materyal Püskürtme
<b>BJ:</b>	Bağlayıcı Püskürtme
<b>PBF:</b>	Toz Bazlı Füzyon
<b>DED:</b>	Direkt Enerji Biriktirme
<b>SL:</b>	Tabaka Laminasyon
<b>FDM:</b>	Kaynaşmış Biriktirme Modelleme
<b>LS:</b>	İndirekt Lazer Sinterleme
<b>SLS:</b>	Selektif Lazer Sinterleme
<b>SLM:</b>	Selektif Lazer Ergitme
<b>EBM:</b>	Elektron Işını Ergitme
<b>RC:</b>	Robocasting

<b>DIW:</b>	Doğrudan Mürekkep Yazdırma
<b>DIP:</b>	Doğrudan Mürekkep Püskürtmeli Baskı
<b>IJP:</b>	Mürekkep Püskürtmeli Baskı
<b>LED:</b>	<i>Light Emitting Diode</i>
<b>MOEMS:</b>	Mikro-Opto-Elektro Mekanik Sistem
<b>mm:</b>	Milimetre
<b>ml:</b>	Mililitre
<b>kg:</b>	Kilogram
<b>N:</b>	Newton

## BÖLÜM I

### Giriş

Mevcut dişler ve periferik oral dokuların korunabilmesi için, kaybedilmiş veya harabiyete uğramış dişlerin protetik açıdan rehabilitasyonu; tek bir diş eksikliğinin bile oral dokuların yapısı ve işlevi üzerinde ciddi bir etkiye sahip olabileceğinden ötürü, çok büyük bir önem taşımaktadır. Komşu dişlerin dişsiz sahaya devrilmesi ve proksimal kontakt kaybı; karşıt çenedeki dişin, dişsiz sahaya doğru supraoklüzyonu; gingival sulkus derinliğinin artması; çürük; ve fonksiyonsuzluk atrofisine bağlı kemik kaybı; diş eksikliğinde oluşabilecek ciddi sonuçlar içerisinde sıralanabilmektedir (Rosenstiel vd., 2022; Dosumu vd., 2014; Ulusoy & Aydın, 2010, s.55). Bu noktada protetik rehabilitasyonlar, alveol kemik trabekülasyonunun ve yoğunluğunun korunması; dikey boyutun restore edilmesi ve korunması; fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iyileştirilmesi; oklüzyonun sağlanması; kaybedilen dişlerin hasta üzerindeki psikolojik etkilerinin ortadan kaldırılması; fasiyal kasların etkinliğinin iyileştirilmesi; ve fasiyal görünümün düzeltilmesi gibi çok sayıda avantaja sahiptir (Drăguş vd., 2022; Misch, 2007).

Metal destekli seramik restorasyonlar; üstün mekanik özellikleri, kabul edilebilir marjinal uyum ve estetik özellikler sunmalarından ötürü uzun yıllar boyunca protetik rehabilitasyon seçenekleri arasında altın standart olarak kabul görmüş olup, günümüzde halen protetik tedavi seçeneği olmaya devam etmektedir (Pjetursson vd., 2007; Walton, 1999). Ancak metalin korozyona uğrayabilmesi, tercih edilen metal alaşıma göre alerjik reaksiyonlara sebebiyet verebilmesi, metal altyapının feldspatik seramikle veneerlenmesine rağmen final restorasyonun diş dokularının optik özelliklerini taklit edebilme noktasında yetersiz kalması ve nihayetinde estetik başarısızlık ile sonuçlanması; araştırmacıları metal içermeyen restoratif materyal arayışına itmiş ve bunun sonucunda çeşitlilik açısından oldukça zengin olan tam seramik restoratif materyaller geliştirilmiştir (Tuncel vd., 2016; Kelly & Benetti, 2011; Nağaş & Ergün, 2008; Conrad vd., 2007).

Bu materyal grubu içerisinde yer alan zirkonya seramikler; sahip oldukları biyouyumluluk, üstün mekanik performans, eşsiz dönüşüm sertleşmesi kabiliyeti ve estetik özellikleri ile günümüzde sabit protetik restorasyonlarında yaygın bir tedavi



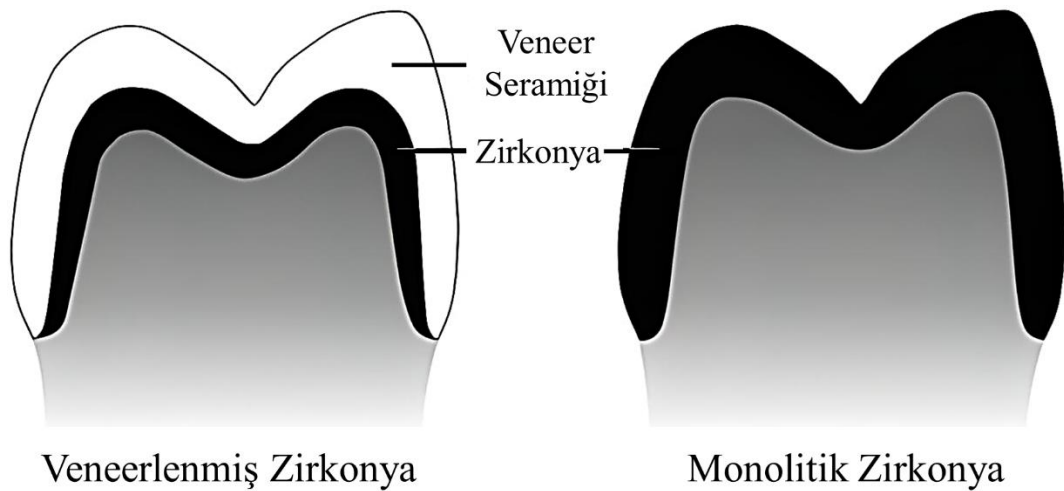
seçeneği olarak kullanılmaktadırlar (Lyu vd., 2023a; Refaie vd., 2023; Camargo vd., 2022; Kim vd., 2022).

Zirkonya seramikler, beyazımsı opak görünüşleri nedeniyle diş hekimliğine ilk başlarda altyapı materyali olarak giriş yapmış ve üzerine veneer seramiği uygulanmıştır (Manziuc vd., 2019b; Karabaş, 2019; Botelho vd., 2018; Gracis vd., 2015). Bununla birlikte, veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardaki *chipping*, delaminasyon vb. katastrofik başarısızlıkların, yıllık %0 ile %54 arasında değişen oranlarla bu restorasyonların en yaygın komplikasyonları arasında yer aldığı bildirilmiştir (Schweiger vd., 2019; Kale vd., 2017; Marchack vd., 2011).

Monolitik zirkonya; veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardaki veneer seramiğinde meydana gelen *chipping* dezavantajının üstesinden gelinmesi beklentisiyle, 2011 yılında klinik kullanım için uygun hale gelmiştir (Manziuc vd., 2019b; Schweiger vd., 2019; Botelho vd., 2018; da Silva vd., 2017) (Şekil 1). Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisindeki gelişmeler, monolitik restorasyon materyallerinin üretimini hızlandırmış ve zirkonyanın diş hekimliğinde kullanımının yaygınlaşmasında büyük rol oynamıştır (Şen vd., 2017).

### Şekil 1

*Monolitik ve Veneerlenmiş Zirkonyanın Yapısal Görünümü* (Hirano vd., 2022)



Geçmişten günümüze dental endüstride fiziksel bir prototipin bilgisayar destekli sistemler aracılığı ile üretimi için; çıkarmalı (subtraktif) üretim, eklemeli

(aditif) üretim ve kombine (hibrit) üretim olmak üzere üç farklı yaklaşım geliştirilmiştir (Liu vd., 2019; Mikolajczyk vd., 2019; Şeker & Ersoy, 2010).

Çıkarmalı üretim yaklaşımıyla çalışan CAM sistemlerinde oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi, bloklardan/disklerden frezelenerek elde etme esasına dayanmaktadır (Kılıç, 2020; Kocaağaoğlu vd., 2016; Sarıdag vd., 2013). Çıkarmalı üretim ile elde edilen monolitik zirkonya restorasyonlar (MZR), modern protetik diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilen bir tedavi seçeneğini temsil etmektedir (R. Li vd., 2023; Revilla-León vd., 2021; Li vd., 2020). Frezeleme sistemleri temelde 2 kategoride sınıflandırılmıştır; sert frezeleme ve yumuşak frezeleme (Khanlar vd., 2021; Sarıdag vd., 2013; Denry & Kelly, 2008). Sert frezeleme yönteminde tamamen sinterlenmiş (post-sinterize) ingotlar kullanılırken; yumuşak frezeleme yönteminde kısmen sinterlenmiş (pre-sinterize) ingotlar kullanılmaktadır (Branco vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Zarone vd., 2011; Denry & Kelly, 2008). Söz konusu frezeleme tekniklerinin her birinin kendi sınırlılıkları bulunmaktadır. Sert frezeleme yöntemi ile üretilen restorasyonlar, doğru şekil ve tam boyutlarda elde edilme gibi avantajlar sunarken; sinterlenmiş seramiklerin işlenmesi, frezeleme takımının ağır abrazyona maruz kalmasına ve uzun frezeleme sürelerine sebep olmaktadır (Lebon vd., 2016a; Lebon vd., 2016b; Zarone vd., 2011). Ayrıca işlem süresince açığa çıkan termal enerji; seramikleri kırılğan doğaları nedeniyle mikrokırık, çatlak ve değişmiş yüzey kalitesi gibi durumlara eğilimli hale getirmekte ve bunun sonucunda zirkonya seramik yüzeyinde tetragonalden monokliniğe faz dönüşümüne yol açarak final restorasyonların uzun ömürlülüğü üzerinde zararlı bir etki gösterebilmektedir (Khanlar vd., 2021; Pereira vd., 2016; Zarone vd., 2011). Yumuşak frezeleme ise daha kısa frezeleme süreleri ve frezeleme ünitesinde daha az abrazyona sebep olma gibi avantajlar sunsa da; bu yöntemle üretilen restorasyonların yapısının ve şeklinin doğruluğu, sert frezelemeye göre daha kritiktir. Bunun nedeni de daha sonra yapılacak olan sinterleme esnasında meydana gelecek olan büzülmedir (Khanlar vd., 2021; Wong & Hernandez, 2012; Ebert vd., 2009; Bindl & Mörmann, 2007). Çıkarmalı üretim, frezeleme tekniklerinden bağımsız olarak büyük malzeme kaybı ve yüksek maliyetle sonuçlanmaktadır. Tipik bir restorasyon oluşturmak için prefabrik bloğun ortalama %90'lık bir kısmı kullanılmakta ve bloğun yaklaşık %10'u her seferinde geri dönüşümü sağlanamayacak şekilde ziyan olmaktadır (Iğred vd., 2023; Camargo vd., 2022; Kim vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Revilla-León vd., 2020b; Braian vd., 2018). Ayrıca, frezeleme ünitesinin geometrisi ve boyutları ile

frezeleme cihazlarının aks sayısı, üretim sınırlamalarına neden olmaktadır (Cho vd., 2023; Revilla-León vd., 2022b; Lerner vd., 2021; Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a).

Diğer taraftan eklemeli üretim sistemleri minimum malzeme israfı ve karmaşık geometrilere sahip nesnelere üretebilme yetenekleriyle çıkarmalı üretimin dezavantajlarını gidermek için bir alternatif olarak hızla gelişmektedir (R. Li vd., 2023; B. Li vd., 2023; Igret vd., 2023; Gatto vd., 2022; Li vd., 2021; Khanlar vd., 2021; Della Bona vd., 2021; Wang & Sun, 2021; Revilla-León vd., 2020a). Bu teknolojiler, bilgisayar desteği ile üç boyutlu (3B) dizaynı gerçekleştirilmiş bir objenin, tabaka üzerine tabaka eklenerek üretilmesini sağlamaktadır (Lakhdar vd., 2021). *American Society for Testing and Materials* (ASTM, 2012) tarafından eklemeli üretim şu şekilde ifade edilmektedir: “Çıkarmalı üretim metodlarına zıt olacak şekilde, 3B modelin bilgisayar verilerinden objeler üretmek amacıyla, materyallerin katmanlanarak (tabaka üzerine tabaka eklenerek) birleştirilmesi işlemidir” (Singh vd., 2022; Revilla-León vd., 2020b; Wang vd., 2019).

Diş hekimliği alanında MZR’leri üretmek için denenmiş farklı eklemeli üretim teknolojileri arasında; stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve litografi tabanlı seramik üretimi (LCM) yöntemlerini içeren vat-fotopolimerizasyon (VP) teknolojisi sıklıkla tercih edilmektedir (Lüchtenborg vd., 2022; Revilla-León vd., 2022a; Della Bona vd., 2021). Bu üretim tekniklerinin tümünde fotopolimerize edilebilir rezin ve seramik tozundan oluşan seramik süspansiyonlar (*slurry*) kullanılarak, yeşil-faz nesnelere üretilmekte ve ardından sırasıyla temizleme, *debinding* (ışığa duyarlı rezin bağlayıcıdaki organik malzemeleri yakmak) ve sinterleme (tam yoğunluğa ulaşmak için seramik parçacıkların kaynaştırılması) prosedürlerine tabi tutulmaktadır (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Lu vd., 2020; Galante vd., 2019). SLA’da, üretim platformu bir sıvı rezine batırılmakta ve her katmanın dış hatlarını şekillendirmek için ultraviyole (UV) lazer ışını kullanılmaktadır (Igret vd., 2023; Lee vd., 2023; Li vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Revilla-Leon vd., 2020b; Galante vd., 2019). Bir dizi mercekle, lazer ışını odaklamakta ve ardından iki motorlu hareketli bir ayna (galvanometre) ile yansıtılmaktadır. Lazer ışını galvanometre tarafından yönlendirilerek katman katılaşdırılmaktadır (Branco vd., 2023; Revilla-León vd., 2020a; Revilla-Leon vd., 2020b). Daha sonra, üretim platformu katman kalınlığı kadar alçalarak veya yükselerek polimerize olmayan rezinin önceki katmanı

kaplamasını sağlamaktadır (Revilla-León vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Revilla-Leon vd., 2020b). Prosedür, homojen yeşil-faz nesne üretilene kadar devam etmektedir (Igret vd., 2023; Revilla-León vd., 2021). Yeşil-faz nesne takiben termal işlemlere tabi tutulmaktadır (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Lu vd., 2020; Galante vd., 2019). DLP ve SLA teknolojileri benzer şekilde çalışmaktadır. Ancak farklı ışık kaynaklarına sahiptirler; bunlar bir ark lambası veya dijital mikro-ayna cihazı (DMD) olarak belirlenmiş yarı iletken çip üzerindeki binlerce mikroskobik ayna olabilmektedir (Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Revilla-Leon vd., 2020b). SLA'da, aydınlatılan alanda yerel olarak katılma sağlanırken; DLP'de ışık projektörü aracılığıyla tek bir projeksiyonla tüm katman polimerize olmaktadır (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022). DLP, ultra hızlı ışık kaydırma ve dahili projeksiyon sayesinde SLA'dan daha hızlı bir yazdırma hızı sunmaktadır (Branco vd., 2023; Ryu vd., 2020). SLA yazıcılar, voksel pikselleşmesi olmadan 25-300 µm'lik bir baskı çözünürlüğü sunduklarından, özellikle zorlu, kavisli yüzeylerde daha iyi yüzey kalitelerine sahiptirler (Kim vd., 2022; Camargo vd., 2022; Khanlar vd., 2021). Ancak DLP yazıcılar, eğrileri birden fazla kübik yapıya yaklaştırarak karmaşık yüzeylerde pikselleşmeye yol açarak eğriler oluşturmaktadırlar. Bu yazıcılar 25-300 µm arası baskı çözünürlüğüne sahiptirler, ancak voksel pikselleşmesi sunmaktadırlar (Kim vd., 2022). LCM, DLP teknolojisinden geliştirilen daha yeni bir teknolojidir. Bir süspansiyonu mavi ışık yayan diyot ışığıyla selektif olarak polimerize ederek çalışmaktadır (Gatto vd., 2022; Lerner vd., 2021; Schweiger vd., 2019). Bu yöntem için özel geliştirilen üretim cihazında dörtlü genişletilmiş grafik dizili (WQXGA) projektörler (çözünürlük: 2560×1600 piksel), özel olarak geliştirilmiş bir objektif lens ile birlikte 3B üretilmiş nesnelere mutlak hassasiyetini sağlamaktadırlar (Schweiger vd., 2019).

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumu hem restorasyonların uzun dönem başarısı hem de çevre dokuların prognozu açısından oldukça önem arz etmektedir (Faruqi vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Lerner vd., 2021). Uyum açısından yetersiz olan restorasyonlar, yapıştırıcı simanın ağız sıvılarında çözünmesine neden olmakta; gıda, plak ve bakteriler için potansiyel retansiyon (akümülyasyon) alanları oluşturmaktadırlar (Refaie vd., 2023; Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022). Buna ek olarak uyumsuz restorasyonlar; sızıntı, hassasiyet, sekonder çürük oluşumu, endodontik problemler, gingival sulkusta sıvı artışı, periodontal hastalıklar, kemik kaybı, internal uyum bozuklukları, maloklüzyon

ve retansiyon kaybı gibi bir dizi biyolojik ve mekanik komplikasyonlara sebep olabilmektedirler (Rues vd., 2023; Lyu vd., 2023b; Abualsaud & Alalawi, 2022; Li vd., 2021; Wang & Sun, 2021; Li vd., 2020). Ayrıca marjinal ve internal aralıktaki artış; restorasyon kalınlığını azaltmakta ve restorasyonu kırılmaya karşı daha yatkın hale getirmektedir (Rues vd., 2023; Wang vd., 2019).

Literatürde, kabul edilebilir marjinal aralık değeri konusunda birçok çalışma yapılmış; ancak halen bu konuda bir fikir birliği sağlanamamıştır. *American Dental Association* (ADA) N.8 spesifikasyonunda tip 1 yapıştırma simanlarının kalınlığının 25 µm'yi; tip 2 yapıştırma simanlarının kalınlığının ise 40 µm'yi aşmaması gerektiğini bildirilmiştir (Shivaraman, 2023; Wang & Sun, 2021; Revilla-León vd., 2020a; Nawafleh vd., 2013). Ancak, yapılan çalışmalar bu hedefe ulaşabilmenin oldukça güç olduğunu göstermiştir. Öte yandan, 50-120 µm arasındaki marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Shivaraman, 2023). CAD/CAM restorasyonlarının uyumuna ilişkin literatür, marjinal aralık değerlerinin 39.1-201 µm arasında ve internal aralık değerlerinin 23-230 µm arasında olduğunu göstermektedir (Boitelle vd., 2014). SLA için genellikle 25-120 µm (B. Li vd., 2023; Kim vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022), LCM için <100 µm (Refaie vd., 2023; Lerner vd., 2021), ve DLP için <50 µm (Cho vd., 2023; Kim vd., 2022; Moon vd., 2022) marjinal aralık değerleri bildirilmiştir. Ancak, SLA ve DLP için 120 µm'nin üzerinde değerler bildiren çalışmalar da literatürde mevcuttur (Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022; Revilla-León vd., 2020b; R. Li vd., 2019). Marjinal aralık değerleri ile ilgili en kapsamlı çalışma McLean ve von Fraunhofer (1971) tarafından gerçekleştirilmiş olup, yazarlar 5 yıl boyunca 1000'den fazla restorasyon üzerinde yürüttükleri çalışma sonucunda tolere edilebilir maksimum marjinal aralık değerinin 120 µm olduğunu bildirmiştir.

Protetik restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde, her birinin kendine özgü avantajları ve sınırlamaları bulunan kabaca "invaziv" ve "non-invaziv" olarak sınıflandırılabilen birçok yöntem geliştirilmiştir. Söz konusu yöntemler şunlardır: (1) Master model üzerine yerleştirilen restorasyonun mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumunun değerlendirilmesi (direkt görüş tekniği), (2) Silikon replika yöntemi, (3) Master model üzerine simante edilen restorasyonun kesitlere ayrılarak ışık veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında uyumunun değerlendirilmesi, (4) Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi, (5)

Optik tarayıcı ile uygulanan üçlü-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi, (6) Optik tarayıcı ile uygulanan dual-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi, (7) Mikro-BT (X-ışını mikrotomografisi) teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi, (8) Dijitalleştirilmiş silikon replikanın lazer videografisi, (9) Profilometre ile marjinal uyumun dolaylı ölçümü, (10) Optik koherens tomografi (Refaie vd., 2023; Igret vd., 2023; Zhu vd., 2023; Abualsaud & Alalawi, 2022; Son vd., 2019).

Çıkarmalı üretimde restorasyonların üretimi için yapılan frezeleme işlemi hassas restorasyon marjinlerine zarar verebilmektedir (Skjold vd., 2022; Schriwer vd., 2017). Bu dezavantajın üstesinden gelebilmek adına eklemeli üretim teknolojisi ile üretilen zirkonya, marjinal kusur oluşumunu daha minimale indirebilme potansiyeli ile daha cazip hale gelmektedir (Li vd., 2021; Li vd., 2020). Buna ek olarak; pre-sinterize zirkonya ingotlar kolay frezelenebilme özelliğine sahip olsalar da; post-sinterize formda olmadıkları için düşük dayanıma sahip olduklarından, frezeleme işlemi esnasında marjinal alanda meydana gelebilecek kırıkları önlemek adına tasarım esnasında ogmentasyon gerektirirler. Bu da frezeleme sonrasında, marjinal alanlarda önemli miktarda çalışmaya ihtiyaç duyulmasına sebep olmaktadır (Schweiger vd., 2019). Ancak eklemeli üretim teknolojisinde söz konusu ogmentasyon ve freze telafisi gerekmemektedir (Schweiger vd., 2019; Dahl vd., 2017).

### **Problem Durumu**

Tüm bahsedilen bilgiler ışığında zirkonya restorasyonların eklemeli üretimi çıkarmalı üretime göre avantajlar sergilese de; eklemeli üretim teknolojileri ile üretilen MZR'lerin marjinal ve internal uyumu ile ilgili sınırlı literatür bilgisi bulunmaktadır. Ayrıca önceki çalışmalar, çok üyeli sabit protetik restorasyonların uyumundan ziyade tek üye restorasyonların uyumuna odaklanmıştır (Lyu vd., 2023a; Refaie vd., 2023; B. Li vd., 2023; Lee vd., 2023; Zhu vd., 2023).

### **Araştırmanın Amacı**

Bu in-vitro çalışma, eklemeli ve çıkarmalı üretim teknikleri kullanılarak üretilen 3-üyelı sabit protetik MZR'lerin marjinal, aksiyal, aksiyal-oklüzal ve oklüzal uyumlarının değerlendirilmesini; glazür fırınlaması ve hidrotermal yaşlandırma

işleminin restorasyonların uyumu üzerindeki etkisini ve söz konusu üretim tekniklerin karşılaştırılmasını amaçlamıştır.

### **Hipotezler**

Boş hipotezler, glazür ve yaşlandırmanın uyum doğruluğu üzerindeki etkisiyle ilişkili olarak çıkarmalı üretim (kontrol) grubu (SM) ve eklemeli test grupları (SLA, LCM ve DLP) arasında anlamlı bir fark gözlenmeyeceği ve 4 grup arasında uyum doğruluğu açısından anlamlı bir fark olmayacağı yönündeydi.

### **Araştırmanın Önemi**

Çıkarmalı üretim yaklaşımı, marjinal ve internal uyum açısından güvenilir bir yöntem olarak kabul edilebilirken; eklemeli üretim yaklaşımıyla üretilen restorasyonlar henüz tam olarak araştırılmamıştır. Bu çalışma, hem sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısı hem de çevre dokuların prognozu açısından oldukça önem arz eden marjinal ve internal uyumun, günümüzde oldukça popüler hale gelen eklemeli üretim teknolojileri üzerinde test edilmesi açısından önem taşımaktadır. Böylelikle üretim teknolojileri arasında marjinal ve internal uyum açısından farklılıklar olup olmadığı, üretim tekniği değişkeninin marjinal ve internal uyum üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olup olmadığı, glazür ve yaşlandırmanın söz konusu teknolojiler ile üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını etkileyip etkilemediği anlaşılacak henüz gelişmekte olan bu alanda bilimsel veri akışı sağlanacaktır.

## BÖLÜM II

### Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar

#### Zirkonya Materyaline Genel Bakış

“Saf zirkonyum” adını, Arapça’da “altın renkli” anlamına gelen, Farsça’da “zar” (altın) ve “gun” (renk) kelimelerinden türeyen “Zargon” kelimesinden almıştır (Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Bultan vd., 2010). Saf zirkonyum; atom numarası 40, atom kütlesi 91.22, yoğunluğu 6.49 g/cm<sup>3</sup>, erime noktası 2128 K (1855°C) ve kaynama noktası 4682 K (4409°C) olan periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir (Abd El-Ghany & Sherief, 2016).

Oda şartlarında gümüşümsü beyaz renkli, katı ve radyopak olan bu madde; sıcaklığa, korozyona ve abrazyona karşı oldukça dayanıklılık göstermektedir (Keskin, 2020; Karabaş, 2019). Saf zirkonyum, kristalin formdayken beyaz ve biçimlendirilebilir bir yapıya; amorf formdayken ise mavi-siyah toz bir yapıya sahiptir (Abd El-Ghany & Sherief, 2016).

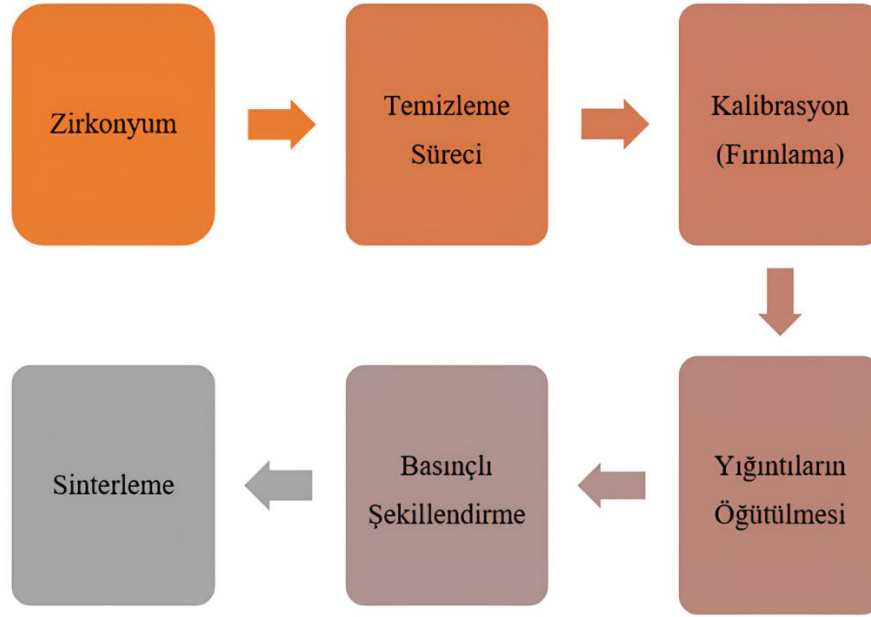
Doğada hiçbir zaman serbest bir metal olarak saf halde bulunmayan zirkonyum, silisyum dioksit (SiO<sub>2</sub>) ile birlikte “Zirkon” (ZrO<sub>2</sub>xSiO<sub>2</sub>) veya serbest oksit olarak “Baddeleyite” (ZrO<sub>2</sub>) minerallerinde bulunur (Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Sarıdag vd., 2013). Bu mineraller, rengi etkileyen çeşitli eser elementler ve onları radyoaktif yapan uranyum ve toryum gibi doğal radyonüklitler nedeniyle dış hekimliğinde birincil malzeme olarak kullanılamamaktadırlar. Elementlerin etkili bir şekilde ayrıştırılarak saf zirkonya tozu üretilebilmesi, oldukça kompleks ve zaman alıcı prosedürler gerektirmektedir. Saflaştırma işleminden sonra elde edilen malzeme, seramik biyomateryal olarak kullanılabilir (Sarıdag vd., 2013).

Saf zirkonya, hidrotermal konsantrasyon işlemiyle, %96.5 ile %98.5 oranında zirkonya içeren “Baddeleyite” mineralinden çıkarılmakta ve eser element olarak silisyum dioksit ve Demir (Fe) içermektedir (Sharanraj vd., 2021). Dış hekimliğinde kullanılan ZrO<sub>2</sub>, klinikte bilinen adıyla zirkonya, Şekil 2’de gösterilen kapsamlı ve pahalı aşamalardan sonra elde edilmektedir (Stawarczyk vd., 2017a).



## Şekil 2

*Zirkonya Tozunun Hazırlanma Süreci (Stawarczyk vd., 2017a)*



Zirkonyanın saflaştırılma ve üretim süreçlerinde yapısına, polikristalleri stabilize etmek için itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ); su korozyonunu önlemek için alüminyum (Al); porozite oluşumunu azaltmak için hafniyum oksit ( $HfO_2$ ); pre-sinterize bir disk veya blok üretebilmek için ise diğer renklendirme bileşenleri gibi metal oksitler eklenmektedir (Burgess, 2018). Maliyeti yüksek bir saflaştırma ve üretim sürecinden sonra zirkonya, beyaz renkli kristal toz haline gelmektedir.

### Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü

Stabil olmayan zirkonya, ortam basıncında sıcaklığa bağlı olarak, Monoklinik, Tetragonal ve Kübik olmak üzere üç farklı kristallografik form sergilemektedir (Juntavee & Kornrum, 2020; Sen & Isler, 2020; Manziuc vd., 2019a; Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Özkurt-Kayahan, 2016).

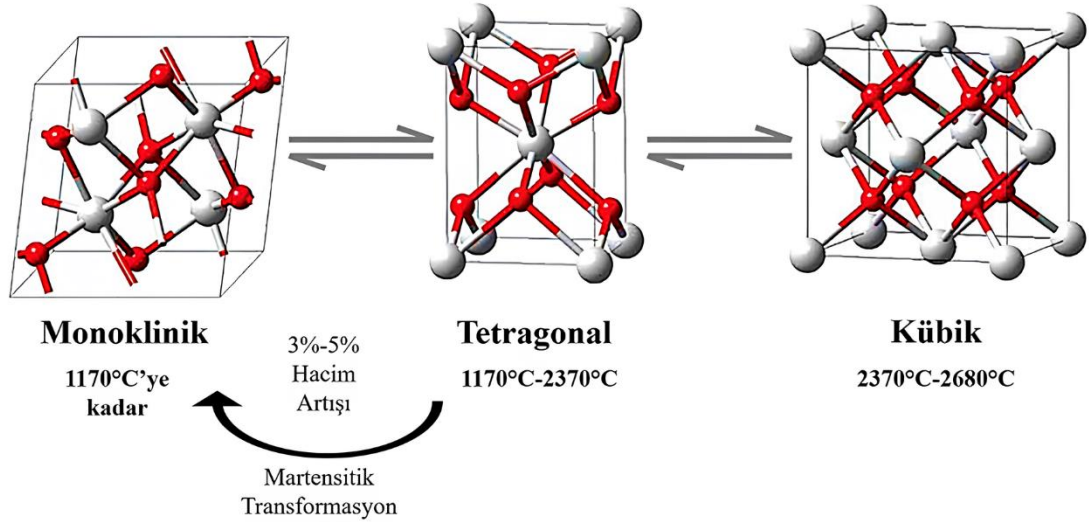
Zirkonya oda sıcaklığından  $1170^{\circ}C$ 'ye kadar monoklinik,  $1170^{\circ}C$  ile  $2370^{\circ}C$  arasında tetragonal,  $2370^{\circ}C$  ile erime noktası olan  $2680^{\circ}C$  arasında ise kübik fazda stabildir (Şekil 3) (Sharanraj vd., 2021; de Araújo-Júnior vd., 2020; Juntavee & Kornrum, 2020; Sen & Isler, 2020).

Kristaller, monoklinik fazda en zayıf mekanik özelliklere sahip, deforme olmuş, paralel yüzlü bir şekle; tetragonal fazda en iyi mekanik özelliklere sahip, düz

prizmalar olarak dikdörtgen kenarlı bir şekle; kübik fazda ise orta derecede mekanik özellikler sergileyen, kare kenarlı, düz prizmalar olarak küp formuna sahiptirler (Manziuc vd., 2019a; Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Helvey, 2007).

### Şekil 3

*Zirkonyanın Kristallografik Formları ve Faz Dönüşüm Dereceleri* (Khodaii vd., 2019; Sarıdag vd., 2013)



Faz dönüşümü reversibl bir reaksiyon olup, materyalin içerisinde tetragonal fazı tekrardan monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (Çelik vd., 2014; Aksoy vd., 2012).

Zirkonya ısıtıldığında, monoklinik fazdan tetragonal faza geçerken hacminde %5 oranında bir düşüş, tam tersi soğutulduğunda ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken hacminde %3-4 oranında bir artış meydana gelmektedir (Kılıç, 2020; Abd El-Ghany & Sherief, 2016). Bu dönüşüm sonucunda materyalde oluşan mikro ve makro çatlaklarla kaybedilen mekanik özellikler, zirkonyadan sinterlenmiş seramik üretmeyi imkansız kılmaktadır (Stawarczyk vd., 2017a; Bultan vd., 2010; Piconi & Maccauro, 1999).

Monoklinik fazın oda sıcaklığında zayıf mekanik özellikler sergilemesi nedeni ile teknik uygulamalarda tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi önlemek için bileşiğin stabilizasyonu gerekmektedir. Stabilizasyon; zirkonyaya kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO<sub>2</sub>) ve itriyum oksit gibi stabilize edici oksitler eklenmesiyle oluşturulmaktadır (Pekkan vd., 2020a; Grech & Antunes, 2019; Karabaş, 2019; Özden, 2017; Çelik vd., 2014). Bu oksitler zirkonyayı tam

veya kısmi olarak stabilize edebilmekte ve dolayısıyla zirkonyanın mikroyapısına göre sınıflandırılmasının çıkış noktasını oluşturmaktadır (Özden, 2017; Guazzato vd., 2005).

### ***Dönüşüm Sertleşmesi (Martensitik Transformasyon)***

Zirkonya kısmen stabilize bir yapıda olduğunda, oda sıcaklığında tetragonal fazda olmasına rağmen iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji barındırmaktadır (Kelly, 2004). Materyal, gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kaldığında, yapısında çatlaklar oluşmaya başlamakta ve tetragonal kristaller monoklinik faza geçmektedirler. Bunun sonucunda, materyalin yapısında %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmekte ve yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında (*crack propogation*) baskı gerilimleri oluşmaktadır. Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içerisindeki çatlakların ilerlemesine engel olmakta ve materyalin direncini artırmaktadır (Şekil 4) (Sen & Isler, 2020; Grech & Antunes, 2019; Shahmiri vd., 2018; Şen vd., 2017). Her ne kadar bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artsa da, tetragonalden monokliniğe faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Aksi takdirde meydana gelen hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilmektedir. Bu sebeple zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Zirkonyaya eklenmiş itriyum oksit'in, martensitik transformasyon adı da verilen bu fenomeni indüklemek için belgelenmiş en köklü ve en iyi stabilize edici madde olduğu bildirilmiştir (Grech & Antunes, 2019).



materyal 900-1200 MPa'lık bükülme direnci ve  $9-10 \text{ MPa(m)}^{1/2}$ 'ye ulaşan kırılma dayanımı ile üstün mekanik özellikler sergilemektedir (Abd El-Ghany & Sherief, 2016). Konvansiyonel 3Y-TZP'nin yapısına stabilizasyona katkı sağlaması ve oral ortamda oluşabilecek düşük ısı degradasyonu (LTD) potansiyelini en aza indirmek için %0.25 alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) eklenmiş ve yüksek mekanik özellikler sergileyen zirkonya markalarının çoğu bu şekilde geliştirilmiştir (McLaren vd., 2017). Zirkonyanın yapısındaki küçük ve dağınık kristaller ve partiküllerin çift kırılımlı doğasının olması sebebiyle gelen ışık, tanecik sınırlarına dağılmakta ve materyal yüksek ışık kırılma indeksine sahip olmaktadır (Stawarczyk vd., 2017a). Bunun yanında yapıya eklenen alüminyum oksit'in zirkonyadan farklı bir ışık kırılma indeksi sergilemesi, materyalden geçen ışığın tanecik sınırlarında saçılmasına ve emilmesine neden olmakta ve tüm bunlar materyalin zayıf optik özellikler sergilemesine neden olmaktadır (McLaren vd., 2017). Zayıf optik özellikler bu materyalin altyapı olarak kullanılmasını ve cam seramiklerle veneerlenmesini gerektirmektedir (Sen & Isler vd., 2020; Stawarczyk vd., 2017a; Zarone vd., 2011).

Restorasyonların genel stabilitesi iç yapısında oluşan gerilimlere atfedilmektedir (Stawarczyk vd., 2017a). Bu içsel gerilimler; altyapı malzemesi ve veneer seramiğinin termal genleşme katsayılarındaki (CTE) farklılıklar, diş kronu ve restorasyonun geometrik yapısı, seramiğin fırınlama büzülmesi, poroziteler, veneer seramiğinin yetersiz ıslanması, veneer seramiğindeki kusurlar, veneer seramiğini desteklemekte yetersiz kalan altyapı tasarımı, aşırı yük ve yorgunluk gibi çeşitli faktörlerden kaynaklanmaktadır (Stawarczyk vd., 2017a; Özkurt-Kayahan, 2016). İçsel gerilimler aynı zamanda eksternal gerilimleri de (çiğneme kuvveti) etkilemekte ve oluşan gerilimlerin toplamı materyalin gücünü aştığı zaman restorasyonlarda kırılma meydana gelmektedir (Stawarczyk vd., 2017a). Altyapı materyali olarak kullanılan zirkonya ve veneer seramik kombinasyonu sadece kırılma materyallerden oluşan bir kombinasyon olup, her iki malzemenin de esnekliğinin olmaması restorasyonun gelen gerilimleri tolere edememesine neden olmaktadır. Bu nedenle veneer seramiğinde meydana gelen *chipping*, çatlama ve delaminasyon bu restorasyonlar için sıkça bildirilen katastrofik komplikasyonlardır (Sen & Isler, 2020; Özkurt-Kayahan, 2016; Miyazaki vd., 2013). Birinci jenerasyon 3Y-TZP seramiklerin estetik monolitik restorasyonların üretiminde yetersiz kalmasıyla yüksek dayanıma ve iyi optik özelliklere sahip bir malzeme geliştirmek için çeşitli

stratejiler test edilmeye başlanmıştır (Pizzolatto & Borba, 2021). 3Y-TZP'nin monolitik olarak kullanılabilmesi için translusensisinin geliştirilmesindeki ilk adım, sinterleme sıcaklığının artırılması üzerine olmuştur (Stawarczyk vd., 2017a; Stawarczyk vd., 2014). Sıcaklık artışı materyalin translusensisini iyileştirse de genel olarak 1600°C'den sonraki sinterleme sıcaklıkları partikül boyutunun artmasına ve direncin azalmasına neden olacaktır (Stawarczyk vd., 2017a). Öte yandan, kontrolsüz sinterleme prosedürleri sonucu oluşan oksijen boşlukları, yapı içerisinde ışık saçılma merkezleri olarak davranmakta ve materyalin translusensisini azaltmaktadır (Ghodsi & Jafarian, 2018). Söz konusu olumsuz etkiler nedeniyle bu adım, 3Y-TZP'nin translusensisinin geliştirilmesinde başarısız olmuştur. Zirkonya ile yapılan tüm işlemler için sinterleme sıcaklıkları artık 1600°C'nin altındadır. Ayrıca sinterleme parametrelerinin zirkonyanın translusensisine etkisi üzerine yapılan ileri çalışmalar, sadece sinterleme sıcaklığındaki artışın değil, aynı zamanda bekleme süresinin ve soğutmanın da translusensiyi etkilediğini göstermektedir (Stawarczyk vd., 2017a).

**İkinci Jenerasyon Zirkonya Seramikler (Alüminyum Oksit İçeriği Modifiye Edilmiş 3Y-TZP).** Geliştirilen yeni jenerasyon zirkonya seramikler ve bu seramikler üzerinde yürütülen çalışmalar, üstün mekanik özelliklerden mümkün olduğunca ödün vermeden daha estetik ve translüsent bir materyal elde edilmesine yönelik olmuştur (H. Kim, 2020b). Birinci jenerasyon 3Y-TZP'yle aynı itriyum oksit miktarı içeren; ancak, alüminyum oksit oranının ağırlıkça %0.25'ten %0.05'e düşürülmesi ve aynı zamanda alüminyum oksit partikül boyutlarının küçültülerek zirkonya tanecik sınırlarında yeniden konumlandırılmasıyla ışık geçirgenliği derecesinde bir miktar farklılık gösteren 2. jenerasyon 3Y-TZP tanıtılmıştır (Jerman vd., 2021; Erdelt vd., 2019; Burgess, 2018; Kwon vd., 2018; Zhang & Lawn, 2018; Stawarczyk vd., 2017a; Zhang vd., 2016). Yapılan bu modifikasyonla %0.05'in altına düşen alüminyum oksit oranının; materyalin tetragonal fazını daha az kararlı hale getirerek LTD'ye daha duyarlı olmasına sebebiyet vermesi ile mekanik özellikleri biraz zayıflatırken, aynı zamanda translusensinin de bir miktar artmasına katkıda bulunduğu gözlenmiştir (Jerman vd., 2021; H. Kim, 2020b; Ghodsi & Jafarian, 2018). Zirkonya translusensisini iyileştirmeye yönelik başka bir yaklaşım, materyale %0.2 mol oranında lantan oksit ( $\text{La}_2\text{O}_3$ ) ilavesi ile ilgiliydi (Manziuc vd., 2019a; Ghodsi & Jafarian, 2018). 3Y-TZP'ye lantan oksit eklenmesi translusensiyi

iyileştirmiş ancak mekanik özelliklerin zayıflamasına neden olmuştur (H. Kim 2020a). İtiryum oksit miktarının (%3 mol) sabit kalarak, zirkonyadaki alüminyum oksit veya lantan oksit içeriklerinin modifiye edildiği yaklaşımların araştırıldığı çalışmalarda, anterior diş restorasyonları için translusensinin halen yetersiz olduğu görülmüştür (Manziuc vd., 2019a; Burgess, 2018).

**Üçüncü Jenerasyon Zirkonya Seramikler (İtiryum Oksit İçeriği Modifiye Edilmiş).** Tetragonal zirkonya ve aslında tam kübik yapıda olmayan kristalin seramiklerin optik olarak anizotropik karakterde olması kırılma indeksinin farklı kristalografik yönlerde anizotropik olduğunu ve tanecik sınırlarında yansıma ve kırılma dahil ışık saçılmasına neden olduğunu göstermektedir (F. Zhang vd., 2020; Zhang, 2014). Söz konusu optik karakter sonucunda 2. jenerasyon zirkonyanın translusensinin arzu edilen düzeyde olmaması, translusensi özellikleri daha fazla geliştirilmiş bir zirkonya üretilmesi arzusunu doğurmuştur (Stawarczyk vd., 2017a). Estetiğe artan talep malzemenin kübik faz içeriğinin daha fazla miktarda stabilize edici oksit eklenerek artırıldığı, 3. jenerasyon zirkonya bazlı seramiklerin geliştirilmesini sağlamıştır (Pizzolatto & Borba, 2021). Üçüncü jenerasyon zirkonya, 2015 yılında tanıtılmış ve böylece %5 mol gibi yüksek itiryum oksit içeriğiyle materyalden beklenen estetik arzuyu yerine getirmiştir (Jerman vd., 2021; F. Zhang vd., 2020; Stawarczyk vd., 2017a).

**%4 Mol İtiryum Oksit ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (4Y-TZP).** Üçüncü jenerasyonun uzun dişsiz boşlukların restorasyonlarında istenilen mekanik gereksinimleri karşılayamaması üzerine, ikinci ve üçüncü jenerasyonların arasında orta bir nokta olarak tetragonal fazla orantılı, yaklaşık %30 oranında kübik faza sahip 4Y-TZP materyali geliştirilmiştir (Jerman vd., 2021; Jansen vd., 2019). %4 veya %5 mol itiryum oksit içeren translusent zirkonya; 600-900 MPa'lık bükülme direncine ve  $2.2-4.0 \text{ MPa(m)}^{1/2}$ 'lik kırılma dayanımına sahiptir (Burgess, 2018).

**%5-8 Mol İtiryum Oksit ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (5-8Y-TZP).** Üçüncü jenerasyon zirkonya, yapıyı daha stabil ve yaşlanmaya karşı daha dirençli kılarak LTD'ye daha az duyarlı hale getiren daha yüksek oranda itiryum oksit içeriğine ve dolayısıyla tetragonal faz ile orantılı olarak

kübik faza sahiptir (Jerman vd., 2021; Kwon vd., 2018; Stawarczyk vd., 2017a). Artan translusensinin ana nedeni, optik saçılma katsayısını azaltan, mevcut tetragonal fazın çift kırılımını engelleyen kübik fazın izotropik özelliğidir (Jerman vd., 2021; F. Zhang vd., 2019). Bu özellik, gelen ışığın tüm uzaysal yönlerde daha eşit bir şekilde yayılması anlamına gelmektedir (Stawarczyk vd., 2017a). Translusensi aynı zamanda mikroyapıdan da etkilenmekte olup; kübik kristallerin tetragonal kristallere göre daha büyük bir hacme sahip olması tanecik sınırları sayısındaki azalma ile sonuçlanmakta ve bu da materyalin translusensi özelliğini geliştirmektedir (Jansen vd., 2019). Sinterleme sıcaklığı ve itriyum oksit içeriği ne kadar yüksekse, zirkonya içerisindeki kübik kristal faz oranı o kadar fazla olmaktadır (Jerman vd., 2021). Gelişen optik özelliklerin yanında materyalin stabil yapıda kübik kristaller içermesi, gerilim sonucu tetragonalden monokliniğe faz dönüşümüyle gerçekleşen dönüşüm sertleşmesi kabiliyetinin daha düşük olması veya hiç olmamasıyla sonuçlanmakta, bu da materyalin bükülme direncinin ve kırılma dayanımının azalması gibi dezavantajları ortaya çıkarmaktadır (Jerman vd., 2021; Kolakarnprasert vd., 2019; Kwon vd., 2018; Stawarczyk vd., 2017a). Carrabba vd. (2017) zirkonya seramiklerin direnç ve translusensi özellikleri arasında ters bir ilişki olduğunu gözlemlemişlerdir. Stawarczyk vd. (2017b) 2 farklı lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD LT A2 ve IPS e.max CAD HT A2 [Ivoclar Vivadent]), birinci jenerasyon zirkonya (printi multidisc zirkonya A2 opak), ikinci jenerasyon zirkonya (printi multidisc zirkonya A2 translusent) ve üçüncü jenerasyon zirkonyanın (printi multidisc zirkonya A2 yüksek translusent) translusensi özelliklerini karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda, zirkonyanın translusensininin 3. jenerasyona doğru giderek artış gösterdiğini, en yüksek translusensiye sahip seramiğin IPS e.max CAD HT A2 olduğunu, IPS e.max CAD LT A2 seramikten elde edilen kronların 3. jenerasyon zirkonyaya göre daha düşük translusensi sergilediğini gözlemlemişlerdir. H. Kim (2020b) yüksek oranda translusent zirkonyanın 3Y-TZP'den anlamlı ölçüde daha yüksek bir translusensiye sahip olduğunu, ancak; lityum disilikat veya sıgır dişleri kadar translusent olmadığını bildirmiştir.

3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5-8Y-TZP seramiklerin özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.



Tablo 1.

*3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5-8Y-TZP Seramiklerin Özelliklerinin Karşılaştırılması*

(Burgess, 2018)

Özellikler	3Y-TZP: Konvansiyonel Zirkonya	4Y-TZP: Orta Derece Translusent	5-8Y-TZP: Yüksek Translusent
<b>Mekanik Özellikler</b>	Yüksek	Yüksek	Düşük
<b>Optik Özellikler</b>	Beyaz ve Opak	Orta Derecede Translusent	Yüksek Translusent
<b>Düşük Isı Degradasyonu (LTD)</b>	Yüksek	Azalmış	Yok veya Çok Az
<b>Faz İçeriği</b>	Temel Olarak Tetragonal Faz	Tetragonal ve Kübik Faz	Kübik Faz > Tetragonal Faz

#### **Dördüncü Jenerasyon Zirkonya Seramikler (Çok**

**Katmanlı/Multikromatik).** Monokromatik yapıda olan MZR'lerin estetik özelliklerinin geliştirilmesine bir çözüm olarak farklı ton ve translusensi gradyanlarına sahip katmanlardan oluşan 4. jenerasyon çok katmanlı/multikromatik zirkonya seramikler geliştirilmiştir (Pizzolatto & Borba, 2021). Translusensi/reng geçişi, servikal bölgede maskeleme etkisi yaratırken, orta bölgede dentin dokusunun ve insizal bölgede ise mine dokusunun optik özelliklerini taklit etmektedir. Çok katmanlı/multikromatik zirkonya bloklar üç veya dört farklı tonda katmana (mine katmanı [EL], birinci geçiş katmanı [TL1], ikinci geçiş katmanı [TL2] ve dentin veya gövde katmanı [BL]) sahip olabilmektedirler. Tonlar, servikalden insizal alanlara %44 ile %49'luk görünür ışık geçirgenlik yüzdesi (VLTP) değeri ile birlikte yedi katmana kadar olabilmektedir (Tabatabaian, 2019). Erdelt vd. (2019) 2 farklı çok katmanlı/multikromatik monolitik zirkonya materyalinin (KATANA STML ve KATANA UTML [Noritake Dental Supply Co, Ltd]) farklı katmanları arasında translusensi seviyelerinde farklılık olduğunu ve her iki malzeme için de gövde katmanı en düşük translusensi değerlerini gösterirken, mine katmanının en yüksek translusensi değerlerini sergilediğini bildirmiştir. Elsaka (2019) çok

katmanlı/multikromatik zirkonya seramiklerin, monokromatik olanlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek translusensi parametresi (TP) ve daha düşük kontrast oranı (CR) değerleri gösterdiğini saptamıştır. Ueda vd. (2015) çok katmanlı/multikromatik zirkonya bloğun (KATANA™ Zirconia Multi Layered Disc, Noritake Dental Supply Co., Ltd.) dört farklı katmanının (EL, TL1, TL2, BL) VLTP değerlerini incelemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarında araştırmacılar; söz konusu seramiğin 4 farklı translusensi seviyesi ile birlikte 4 farklı renge sahip olduğunu bildirmişlerdir.

**Materyali Geliştirmeye Yönelik Diğer Stratejiler.** Test edilen başka bir strateji, 3. jenerasyon 5Y-TZP'nin yüzeyine farklı tonlarda feldspatik bir cam seramiğin infiltre edilmesiyle kademeli zirkonya adı verilen elastik özellik gradyanına sahip bir malzeme oluşturmakla ilgiliydi. Camın, tanecik sınırlarına infiltre olması ve cam açısından zengin bir yüzey tabakasının oluşması sonucunda, yüzey tabakası elastik özellik kazanarak, yüzey gerilimini azaltma ve onu iç kısma iletme yeteneğine sahip olmakta, bu da 5Y-TZP'nin translusensisini değiştirmeden bükülme dayanımının artmasını sağlamaktadır (Pizzolatto & Borba, 2021).

### **Zirkonya Blokların/Disklerin Üretim Teknikleri**

Zirkonya blokların/disklerin üretiminde geleneksel olarak kullanılan üç teknik; tek eksenli sıkıştırma (kuru presleme), soğuk izostatik presleme (*CIP*) veya sıcak izostatik presleme (*HIP*)'dir (Grech & Antunes, 2019). Söz konusu üretim tekniklerine göre zirkonya bloklar/diskler; sinterlenmemiş (yeşil-faz), pre-sinterize ve post-sinterize olmak üzere 3 farklı isimde değerlendirilmektedir (Kılıç, 2020; Şen vd., 2017; Rao vd., 2015; Sarıdag vd., 2013).

#### ***Kuru Presleme***

İzostatik presleme yöntemlerine erişimin kolaylaşmasıyla geride kalmaya başlayan bu yöntem, hidrolik olarak çalıştırılan üst ve alt (bazen) presleme makineleri vasıtasıyla seramik tozunun herhangi bir ısı işlem uygulanmadan tek eksenli sıkıştırılması işlemidir (Grech & Antunes, 2019). Bu teknoloji sadece yeşil-faz zirkonya blokların üretimine olanak tanımaktadır. Elde edilen blokların tebeşir benzeri ve oldukça yumuşak bir yapıya sahip olması nedeniyle, oldukça hızlı frezeleme sürelerinden bahsetmek mümkündür (Şen vd., 2017; Bultan vd., 2010).

Ancak bu yöntemin kullanımının seramik blok boyunca tutarsız mekanik özellikler oluşturan yoğunluk heterojeniteleri yarattığı bilinmektedir. Bu dezavantaj, materyalin yoğunluğundaki düzensizliklerin daha belirgin olacağı çok üyeli sabit protetik restorasyonlar gibi daha büyük işlemlerde kuru presleme ile üretilen zirkonya blokların kullanımını uygunsuz hale getirirken, tek üye kronlar için halen tercih edilebilmektedir. Kuru preslemenin temel avantajı, yöntemin nispeten az ekipman gerektirmesi ve düşük işletme maliyetidir. Bu yöntem birçok durumda kusursuz şekiller üretebilmekte, bu da sonradan frezeleme gereksinimine ihtiyaç duyulmamasına, dolayısıyla daha az malzeme israfına neden olmaktadır. Bu nedenle, izostatik presleme işleminden önce, daha kusursuz şekiller elde etmek için bir ön işleme aşaması olarak “kuru presleme” yöntemi kullanılması yaygındır (Grech & Antunes, 2019).

### ***Soğuk İzostatik Presleme (CIP)***

Esnek bir kalıp içerisinde bulunan seramik tozunu sıkıştırmak için yüksek basınçlı özel sıvı bağlayıcıların kullanıldığı yöntemdir. *CIP*, *Y-TZP*'yi şekillendirmek için en çok kabul edilen prosedürel tekniktir ve yeşil-faz zirkonyayı üretmektedir (Kontonasaki vd., 2020; Sarıdag vd., 2013). Bu işlem ardından yeşil-faz zirkonya 500°C'de, 30 dk süreyle sinterlenmekte ve %40 oranında yoğunluğa sahip pre-sinterize zirkonya blokların üretimi gerçekleştirilmektedir (Kontonasaki vd., 2020). Genel olarak izostatik presleme, zirkonya blok boyunca yüksek ve homojen yoğunluğun (yani daha az porozite) sağlanması açısından çok daha kapsamlıdır. Bu yöntem sağladığı yüksek homojenite sebebiyle, tek eksenli preslemeye kıyasla mekanik olarak daha güçlü bloklar üretmekte, daha kolay ve daha etkili bir sinterleme işlemi sağlamaktadır (Grech & Antunes, 2019). Bununla birlikte, üretilen şekillerin genellikle kusursuz bir yapı sergilememesi ve ürünü tatmin edici bir seviyeye getirmek için ekstra frezeleme işlemi gerekmesi; ekonomik olmayan malzeme israfına neden olmaktadır. Yeşil-faz ve pre-sinterize zirkonya bloklar kullanılarak freze edilecek restorasyonlar; frezeleme sonrasında materyalin tam yoğunluğa erişebilmesi için uygulanacak sinterleme işlemi esnasında oluşabilecek büzülme için normal boyutlarından %25-30 oranında daha büyük freze edilmektedirler (Kontonasaki vd., 2020; Şen vd., 2017). Frezelemeden sonra, zirkonya final şeklini, dayanıklılığını ve fiziksel özelliklerini elde etmek için 1350°C

ile 1500°C arasında sinterleme cihazlarında tamamen sinterlenmektedir (Rao vd., 2015).

### ***Sıcak İzostatik Presleme (HIP)***

Bu yöntem, oda sıcaklığında sıvılar yerine basınçlı ve ısıtılmış soy gazlar kullanılmaktadır. Üretimde ilk aşama, materyalin yaklaşık 1300°C'de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaştırılmasıdır. Bu işlemin ardından materyal, 1350°C ile 1550°C arası izostatik bir ortamda, yüksek basınç altında (140-150 MPa), genellikle argon gazı kullanılarak sinterlenmekte ve yapı gri-siyah renkten oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilmektedir (Kontonasaki vd., 2020; Asharaf vd., 2014; Sarıdag vd., 2013). Sinterleme işlemi tamamlandığında blok yoğunluğu %99'a ulaşmaktadır (Abd El-Ghany & Sherief, 2016). Bu prosedür, rezidüel poroziteleri ortadan kaldırmakta ve post-sinterize tipte oksit seramik bloklar üretmektedir. *HIP*, izotropik özelliklere sahip yüksek yoğunlukta ürünleri üretmesi açısından avantajlıdır; ancak temel dezavantajı, hem ilk başta yapılan yatırım hem de yüksek derecelerde ısı işlem gerektirmesiyle ilişkilendirilebilecek yüksek maliyetlerdir (Kontonasaki vd., 2020; Grech & Antunes, 2019; Abd El-Ghany & Sherief, 2016). Ayrıca *HIP* ürünleri, *CIP* ve kuru presleme ile karşılaştırıldığında çok daha sert yapıda olmakta, bu da final şeklin yalnızca ağır frezeleme teknikleri kullanılarak rafine edilebileceği ve toplam maliyeti daha da artıracığı anlamına gelmektedir. *HIP* kullanılarak üretilen 3Y-TZP bloklar, mekanik açıdan, %0.15'ten daha az poroziteye sahip, neredeyse tamamen yoğun bir yapı sergilemekte ve sahip oldukları küçük partikül boyutlarıyla zorlu hidrotermal ortamda LTD'ye direnç gösterebilmektedirler (Grech & Antunes, 2019). Ayrıca post-sinterize bloklarla gerçekleştirilecek frezeleme işleminde restorasyonlar gerçek boyutlarında frezelenmektedir (Khanlar vd., 2021).

### **Üretimde Zirkonya Blok/Disk Seçimi**

Daha önce bahsedilen bilgiler ışığında genellikle hangi tür zirkonya bloğun kullanımının daha avantajlı olduğu sorusu karşımıza çıkmakta ve hangisinin seçileceği doğrultusunda her tekniğin farklı avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (Sarıdag vd., 2013). Post-sinterize zirkonyanın, yeşil-faz veya pre-sinterize malzemedan daha az porozlu olan daha yoğun bir polikristal yapıya sahip olması, klinik olarak kırılmaya karşı artan dirençle sonuçlanmaktadır. Post-sinterize

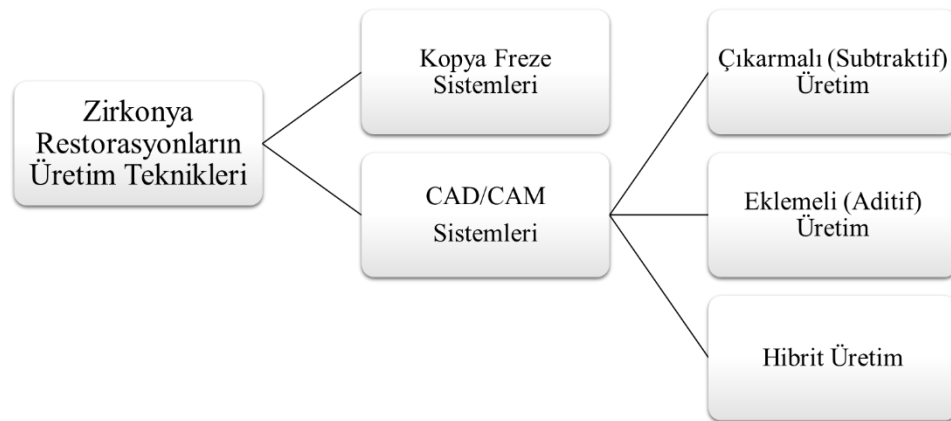
zirkonya bloklardan frezelenen restorasyonların tekrardan sinterleme işlemine tabi tutulmasına gerek olmaması ve gerçek boyutlarda elde edilmesi bir avantaj olarak değerlendirilse de; zor frezeleme prosedürleri ve frezeleme esnasında üretilen ısı, malzemenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Kontonasaki vd., 2020; Grech & Antunes, 2019; Sarıdag vd., 2013). Seramiğin frezelenmesi sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonalden monokliniğe faz dönüşümüne sebep olabilmektedir. Ayrıca post-sinterize zirkonya blokların frezelenmesi; elmas frezelerin daha fazla abrazyonuna sebebiyet veren, daha pahalı ve zaman alıcı bir işlemdir (Kontonasaki vd., 2020). Dolayısıyla bu açıdan yeşil-faz veya pre-sinterize zirkonya daha avantajlı olarak kabul edilebilmektedir (Sarıdag, & diğ., 2013).

### Zirkonya Restorasyonların Üretim Teknolojileri

Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyon prosedürüne uygun olmamaları sebebi ile, restorasyonların üretiminde kopya freze sistemleri veya CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır (Şekil 5) (Stawarczyk vd., 2017a; Zarone vd., 2011; Denry & Kelly, 2008).

#### Şekil 5

*Zirkonya Restorasyonların Üretim Tekniklerinin Şematize Görünümü*



#### ***Kopya Freze Sistemleri***

Kopya freze sistemlerinin işleyişi, restorasyonların tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermekte ve tasarım bilgisayar desteği ile değil sistemin sunduğu materyallerle model üzerinde manuel olarak gerçekleştirilmektedir.

Üretim; tasarımın freze cihazının okuyucu ucuna, zirkonya bloğun ise freze işleminin yapılacağı tarafa adapte edildiği pantografi cihazında gerçekleştirilmektedir (Stawarczyk vd., 2017a; Samra vd., 2016).

### ***CAD/CAM Sistemleri***

**CAD/CAM Sistemlerine Retrospektif Bakış.** CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanında uygulanmasına yönelik ilk girişimleri, 1970’li yıllarda Fransa’da Francois Duret, İsveç’de Werner Mormann ve Marco Brandestini, Amerika’da Dianne Rekow ve Bruce Altschuler, İsveç’te ise Matts Andersson başlatmıştır (Patil vd., 2018; Abdullah vd., 2018; Samra vd., 2016; Irfan vd., 2015; Karaalioğlu & Duymuş, 2008). Duret, 1971 yılında kendi adını taşıyan ve "Henson International" tarafından desteklenen Duret sistemini tanıtarak abutment dişin tasarımının ve frezelenmesinin mümkün olduğu bir teknolojiye öncülük etmiştir. Ancak bu sistem; karmaşıklığı, büyük boyutu ve yüksek maliyeti gibi sebeplerle diş hekimliğinde rutin kullanıma girememiştir (Abdullah vd., 2018). Young ve Altschuler (1977) ilk kez intraoral dokuların haritalanması sisteminin geliştirilmesi için optik araçların (*charged-coupled device sensor*, CCD) kullanılması fikrini ortaya atmışlardır (Pooja Kakade vd., 2023; Al-Jubuori & Azari, 2015). 1984 yılına gelindiğinde Duret, "Sopha Bioconcept" tarafından desteklenen "Sopha System" adlı başka bir sistem tanıtmıştır; ancak, bu sistem de rutin kullanıma girememiştir (Abdullah vd., 2018; Irfan vd., 2015). Ticari olarak mevcut ilk dental CAD/CAM sistemi olma ünvanı Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilmiş CEREC sistemine aittir (Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018; Abdullah vd., 2018; Samra vd., 2016; Irfan vd., 2015; Shenoy & Prabhu, 2015). Takiben Anderson, yüksek hassasiyetli kronların üretimine imkan veren “Procera Sistemi”ni tanıtmıştır (Constantiniuc vd., 2021; Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018). Rekow, 1980’lerin ortalarında Bego şirketi tarafından “DentiCAD” veya “Minnesota” sistemi olarak adlandırılan özel bir isim altında desteklenen dental CAD/CAM sistemi üzerinde çalışmıştır. Bu sistem, fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü bir tarayıcı kullanarak veri elde etmek ve 5 akslı bir makine kullanarak restorasyonları frezelemek üzere tasarlanmıştır. Ancak, sistemin kullanımının karmaşık olması nedeniyle uzun süre kullanımda kalamamıştır (Constantiniuc vd., 2021; Abdullah vd., 2018). Geçmişten günümüze hastalar ve klinisyenlerin restorasyonların ömrü, biyouyumluluğu ve estetik özellikleri üzerine

beklentilerindeki artış; CAD/CAM sistemlerindeki hızlı gelişimi indüklemiştir. Bu doğrultuda her geçen gün yeni sistemlerin üretilmesi ve mevcut sistemlerin güncellenmesi ile aralarında Duret, Cerec, Celay, Procera, Cercon, Cicero, E4D, Lava, DCS President, Katana, Everest, Cerec in Lab, iTero, Etkon gibi sistemlerin bulunduğu birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (Pooja Kakade vd., 2023; Karaalioğlu & Duymuş, 2008).

## **CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması**

### ***CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Konseptine Göre Sınıflandırılması***

CAD/CAM sistemleri, üretim konseptine göre 3'e ayrılmaktadır (Abdullah vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015):

- *Chairside* / All in office / Hasta başında üretim
- *In-Lab* / Laboratuvarda üretim
- *Centralized* / Verilerin belirli bir merkeze gönderilmesi ile yapılan üretim

*Chairside* üretim, preparasyon sonrası diş ve çevre dokuların intraoral tarayıcı kullanılarak taranmasını ve restorasyonun direkt olarak klinikte hasta başında hazırlanmasını sağlamaktadır. Bu konsept, ilgili restorasyonun tek seansta indirekt üretimini mümkün kılmasıyla, hem hasta hem de hekim için zaman tasarrufu sağlamaktadır (Cokic vd., 2020; Abdullah vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015; Irfan vd., 2015; Beuer vd., 2008). Sirona ve Planmeca sistemleri bu konseptte çalışan sistemlere örnek gösterilebilmektedir.

Laboratuvarda üretim diş hekimi ve teknisyen arasındaki konvansiyonel çalışma akışına benzemektedir. Konvansiyonel veya dijital yöntemlerle ölçü elde edilip laboratuvara gönderilmesini takiben, konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı modelin ekstraoral laboratuvar tarayıcısı ile taranarak CAD yazılımına aktarılması veya dijital ölçünün direkt CAD yazılımına aktarılması esasına dayanmaktadır. CAD aşamasının ardından restorasyonun tasarım bilgileri üretim yapılmak üzere CAM ünitesine aktarılmakta ve frezeleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Freze işlemi sonunda elde edilen restorasyonun master modele uyumu değerlendirilmekte ve gerek duyulduğunda laboratuvar ortamında düzenlemeler gerçekleştirilirebilmektedir (Abdullah vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015; Irfan vd., 2015).

Belirli bir merkeze bağlı üretimde ise, laboratuvarda tarama işleminden sonra, yine laboratuvarda bilgisayar destekli tasarım yapılmaktadır. Fakat son aşama olan

bilgisayar destekli üretim için, elde edilen 3B sanal tasarım belirli bir üretim merkezine gönderilmekte ve final restorasyon merkezde tamamlanmış olan alt yapının üzerine seramik eklenmesi ile laboratuvarında bitirilmektedir (Abdullah vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015; Irfan vd., 2015; Beuer vd., 2008).

### ***CAD/CAM Sistemlerinin Veri Paylaşımına Göre Sınıflandırılması***

CAD/CAM sistemleri, veri paylaşımına göre “açık” ve “kapalı” sistemler olarak sınıflandırılabilir (Abdullah vd., 2018; Samra vd., 2016; Ting-shu & Jian, 2015).

Kapalı sistemler, verilerin toplanması, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil olmak üzere tüm CAD/CAM prosedürlerini sunmaktadır. Ancak tüm bu üretim adımları, tek bir sisteme entegre edilmiştir ve farklı sistemler arasında değiştirilebilirliğe veya veri paylaşımına olanak tanımamaktadır (Abdullah vd., 2018; Ting-shu & Jian, 2015).

Açık sistemler ise, orjinal dijital verilerin “*standard tessellation language*” (STL) formatında diğer CAD yazılımları ve CAM cihazlarına aktarılmasına olanak tanımaktadır (Abdullah vd., 2018; Samra vd., 2016; Ting-shu & Jian, 2015). Tarayıcı ünitesi ve CAD/CAM sistemlerinin açık sistem olması çeşitli avantajlar sunmaktadır. İmplant bar veya ataşmanlar gibi karmaşık restorasyonlar üretilmek istendiğinde veya restorasyonların eklemeli teknolojilerle üretilmesi istendiğinde, STL formatında kaydedilen veriler kolaylıkla ilgili üretim ünitelerine gönderilebilmektedir (Abdullah vd., 2018).

### **CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Komponentleri**

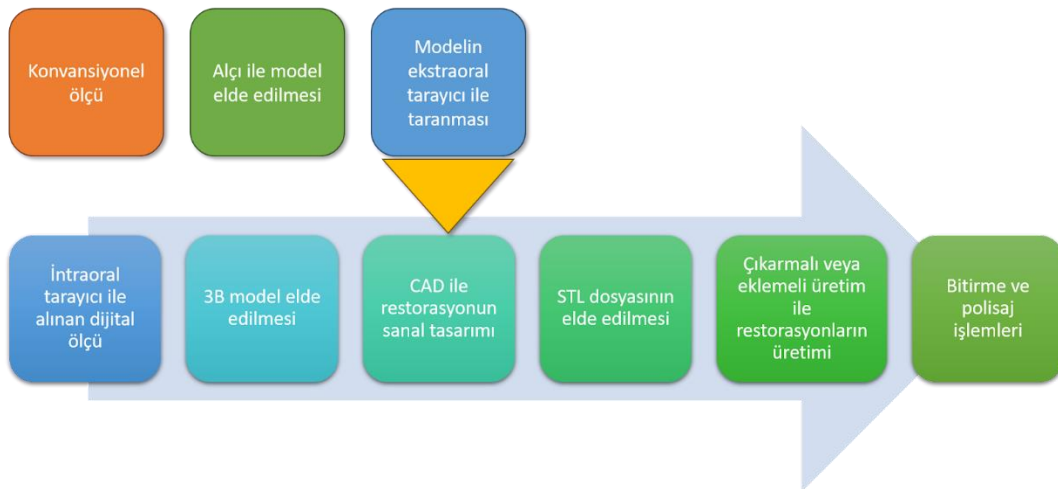
Çeşitli parametrelerle birbirinden ayrılan birçok sistem olmasına rağmen, neredeyse tüm CAD/CAM sistemleri temel olarak üç fonksiyonel komponent içermektedir (Şekil 6) (Pilecco vd., 2024; Constantiniuc vd., 2021; Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015):

- (1) Dijitalleştirme Aracı/ Tarayıcı
- (2) Yazılım (CAD-Bilgisayar Destekli Tasarım)
- (3) Üretim Teknolojisi (CAM-Bilgisayar Destekli Üretim)



## Şekil 6

*CAM/CAM ile Restorasyonların Üretiminde İş Akışı (Shivaraman, 2023)*



### *Dijitalleştirme Aracı/ Tarayıcı*

**Tarayıcı Sisteme Göre Tarayıcıların Sınıflandırılması.** Temel olarak optik ve mekanik olmak üzere iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır (Kumar & Chopra, 2021; Ural & Kaleli, 2021; Patil vd., 2018; Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Shenoy & Prabhu, 2015).

#### *Optik Tarayıcılar (Lazer ve Işık Bazlı Tarayıcılar / Non-Contact Scanning).*

Bu tür tarayıcıların temeli, ışığın obje üzerine yansıtılması ve yansıyan desenlerin dijital bir kamera ile 3B olarak kayıt altına alınması “Triangulasyon Teknolojisi” esasına dayanmaktadır. Bu sistemde ışık kaynağı (lazer ve ışık) ve reseptör ünite, birbirleriyle belirli bir açıda konumlandırılmaktadır. Bu açılama ile reseptörden gelen görüntülerin 3B verilere dönüştürülmesi sağlanmaktadır (Kumar & Chopra, 2021; Ural & Kaleli, 2021; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018; Samra vd., 2016; Shenoy & Prabhu, 2015).

**Mekanik Tarayıcılar (Touch Probe / Contact Scanning).** Bu sisteminde master model, çizgisel alanlarla mekanik olarak yakut küre aracılığıyla okunmakta ve 3B yapının ölçümleri yapılmaktadır. Procera tarayıcı sistemi diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara örnek verilebilmektedir. Bu tarama sistemi, tarayıcı uç çapının freze sisteminin en küçük kesici grenine uyumlu olarak hazırlanması sayesinde ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilme yeteneğine sahiptir. Ancak,

pahalı parçalardan oluşan karmaşık mekanizma ve diğer cihazlara kıyasla uzun işlem süreleri, tekniğin dezavantajlarını oluşturmaktadır (Kumar & Chopra, 2021; Ural & Kaleli, 2021; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015; Şeker & Ersoy, 2010).

### **Veri Toplama Ortamına Göre Tarayıcıların Sınıflandırılması.**

Tarayıcılar, prepare edilmiş dişler ve çevre dokuların intraoral (direkt, ağız içi) veya ekstraoral (indirekt, laboratuvar) teknikler vasıtasıyla verilerini toplayarak dijital ölçülerin oluşturulmasını sağlamaktadır (Pilecco vd., 2024; Ural & Kaleli, 2021; Kumar & Chopra, 2021; Constantiniuc vd., 2021; Samra vd., 2016; Al-Jubuori & Azari, 2015).

***Ekstraoral (İndirekt, Laboratuvar) Tarayıcılar.*** Ekstraoral tarama, alınan konvansiyonel ölçüler veya konvansiyonel ölçülerden elde edilen alçı modellerin laboratuvar tarayıcısı ile görüntüsünün alınması ve 3B dijital verilere dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır. Bu aşamayı, bilgisayar destekli tasarım ve üretim prosedürleri izlemektedir (Shah vd., 2023). Ekstraoral tarayıcılar optik veya mekanik sistemler olarak ayrılmakta; optik tarayıcılar ise kendi içerisinde ışık kaynağına bağlı olarak yapılandırılmış mavi ışıklı, yapılandırılmış beyaz ışıklı ve lazer tarayıcılar olarak sınıflandırılabilir (Hou vd., 2022; Ural & Kaleli, 2021; Emir & Ayyıldız 2019). Günümüzde en sık tercih edilen ekstraoral tarayıcılar, yapılandırılmış ışıklı tarayıcılardır. Yapılandırılmış ışık, ışığın tüm renklerini kapsayan kapsamlı bir terimi ifade etmektedir (Hou vd., 2022; de Villaumbrosia vd., 2016).

Lazer tarayıcılar genellikle lazer kaynağı, model tutucu ve dijital kameradan oluşmaktadır. Bu tipteki tarayıcılar 3B görüntüler elde etmek için tek boyutlu bir çizgisel patern kullanmaktadır. Ancak, yavaş tarama hızına ve düşük ilk tarama tekrarlanabilirliğine sahiptirler (Piedra-Cascón vd., 2021; Adamczyk, 2020).

Yapılandırılmış ışıklı tarayıcılar; dijital kamera, yapılandırılmış ışık projektörü ve rijit mekanik gövde olmak üzere üç ana üiteden oluşmaktadır. Bu tarayıcılar iki boyutlu (2B) bir ışık paterni yansıtmakta ve yüksek bir tarama hızı sunmaktadırlar. Yapılandırılmış ışık tarayıcıları; yansıtma, doku ve bir nesnenin yüzeyindeki her noktanın 3B koordinatları gibi bilgileri ölçebilmektedirler (Hou vd., 2022; Piedra-Cascón vd., 2021; Adamczyk, 2020). Yapılandırılmış beyaz ışık

tarayıcıların tekrarlanabilirliklerinin yetersiz olması ve dar/derin alanlarda sık sık hatalı taramaya sebep olabilmesi, yapılandırılmış mavi ışık tarayıcıları ön plana çıkarmıştır. Yapılandırılmış mavi ışıklı tarayıcılar, daha yüksek tarama tekrarlanabilirliğine sahiptir ve daha az hata üretmektedir (Emir & Ayyıldız, 2019; Jeon vd., 2015). Ayrıca sahip oldukları Mavi LED'ler daha kısa dalga boyuna sahiptir ve bu da daha yüksek bir hassasiyet sağlamaktadır (Patzelt vd., 2014; Logozzo vd., 2011). Yapılandırılmış mavi ışıklı, yapılandırılmış beyaz ışıklı ve lazer tarayıcıların doğruluğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada mavi ışıklı tarayıcılar, diğerlerine göre daha doğru sonuçlar vermiştir (Emir & Ayyıldız, 2019).

İntraoral tarayıcıların aksine, ekstraoral tarayıcıların dijital model elde etmek için konvansiyonel ölçülere ihtiyaç duyması; tarama sürecine kadar alınan ölçüde ve model elde etme aşamasında meydana gelebilecek hataları elimine edememektedir (Ural & Kaleli, 2021). Öte yandan, operatörün deneyimi ve ağız boşluğundaki ıslak ve kısıtlı alan başta olmak üzere intraoral tarayıcıların sahip olduğu dezavantajlar, bazı klinik koşullarda ekstraoral tarayıcıları ön plana çıkarmaktadır (Hou vd., 2022).

***İntraoral (Direkt, Ağız İçi) Tarayıcılar.*** Bir kamera (*hardware*) ve bilgisayardan oluşan intraoral tarayıcı sistemler aracılığıyla direkt olarak hastanın ağzında tarama yapılarak, 3B dijital görüntüler elde edilmektedir (Shah vd., 2023). Tüm intraoral tarama sistemlerinde; nesneye ışık yansıtılmakta ve görüntüler video veya çoklu fotoğraf şeklinde sistem tarafından kaydedilerek POI (*point of interest*) tanımlanmaktadır. X ve Y koordinatları görüntü üzerinde değerlendirildikten sonra; Z koordinatı objeye olan mesafe teknolojileri kullanılarak hesaplanmaktadır (Richert vd., 2017). Günümüzde farklı optik bileşenler ve ışık kaynakları (beyaz, kırmızı veya mavi yapılandırılmış ışık) kullanan altı tür görüntüleme teknolojisi kullanılmaktadır: triangulasyon, optik koherens tomografi, konfokal mikroskopi, 3B video, aktif dalga teknolojisi ve stereo-fotogrametri. Birçok intraoral tarayıcı, çeşitli görüntüleme teknolojilerinin bir kombinasyonunu kullanmaktadır (Hou vd., 2022; Robles-Medina vd., 2020; Richert vd., 2017).

Ölçü kaşığı, ölçü materyali, alçı model kullanımına gerek kalmaması; ölçü materyali, tekniği ve alçı modelin ölçü doğruluğuna olan etkisinin elimine edilmesi; dijital verilerin laboratuvara iletiminin kolay olması; ve verilerin depolanabilmesi, intraoral tarayıcıların avantajlarını oluşturmaktadır. Öte yandan derin subgingival marjınların kaydedilmesinde yetersiz kalabilmeleri, uzun dişsiz sahaların

kaydedilmesinde sapmalara sebep olabilmeleri, ölçülerin doğruluğunun klinisyenin kullanım tecrübesiyle doğru orantılı olması, harekete duyarlı olması ve yüksek maliyet dezavantajları arasında sayılabilmektedir (Richert vd., 2017).

### ***Yazılım (CAD-Bilgisayar Destekli Tasarım)***

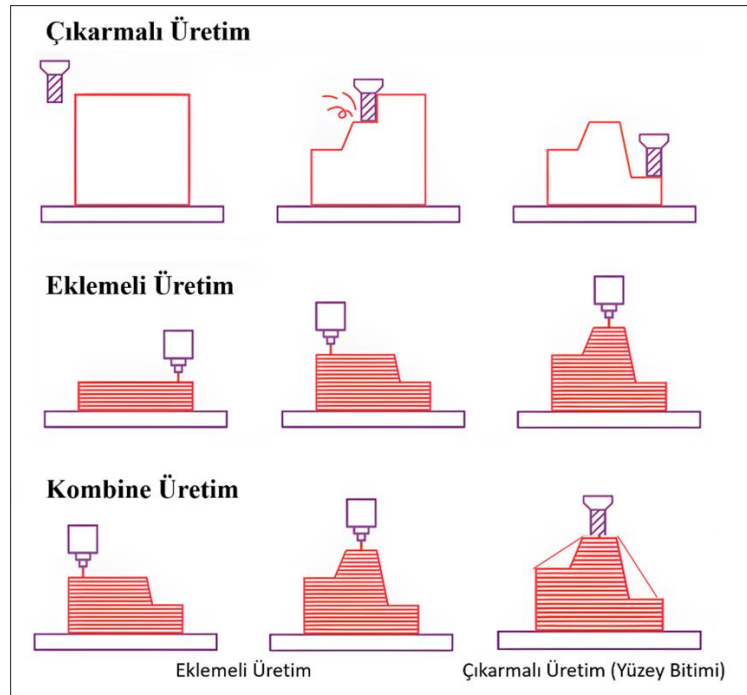
Tarama sonrasında elde edilen 3B verilerin, tarayıcı sistemle uyumlu olan CAD yazılım programı ile dijital ortamda incelenerek üretilmesi planlanan restorasyonların tasarlanması olarak tanımlanmaktadır (Shenoy & Prabhu, 2015). Ekran üzerinde 3B görüntüsü oluşturulan modeller, döndürülerek her açıdan izlenebilmektedir (Patil vd., 2018; Alghazzawi, 2016). CAD yazılımları preparasyon marjinlerini tespit etmek, konnektörlerin ve pontiklerin doğrudan konumlandırılmasını sağlamak gibi üretilen restorasyonun mekanik özellikleri ve estetiğini göz önünde bulundurarak, sofistike özellikler sunmaktadır. Marjin tasarımı, köşeli bölgelerin yuvarlatılması, undercut alanlarının doldurulması ve siman aralığının oluşturulması gibi teknisyenler tarafından indirekt bir restorasyon oluştururken kullanılan aynı adımları takip eden bu yazılım programları, tasarım sürecinde kullanıcıya hazır şablonlardan yararlanma veya özgün tasarımlar yapma imkanı sunmaktadır (Pilecco vd., 2024; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018; Samra vd., 2016) .

### ***Üretim Teknolojisi (CAM-Bilgisayar Destekli Üretim)***

CAM adımı, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretimini gerçekleştirmektedir (Alghazzawi, 2016; Shenoy & Prabhu, 2015). Herhangi bir nesne, bilgisayar destekli üretim adı altında, bilgisayar destekli bir sistem kullanılarak üretilmektedir. Bu sistemlerin zirkonya gibi yüksek dayanıklılığa sahip seramik biyo-malzemelerdeki gelişmelere entegrasyonu; üretim kalitesinin artması ve hızlanması gibi çeşitli avantajları beraberinde getirmiştir (Jain vd., 2018). Gerek endüstri gerekse tıp ve diş hekimliği alanlarında, fiziksel bir prototipin bilgisayar destekli sistemler aracılığı ile üretimi için üç farklı yaklaşım kullanılabilir. Bunlar; çıkarmalı, eklemeli ve iki tekniği birleştiren kombine üretimdir (Şekil 7) (Mikolajczyk vd., 2019; Önöral & Ulusoy, 2016; Şeker & Ersoy, 2010).

## Şekil 7

*Çıkarmalı (Subtraktif), Eklemeli (Aditif) ve Kombine (Hibrit) Yaklaşımla Üretim*  
(Sathish vd., 2022)

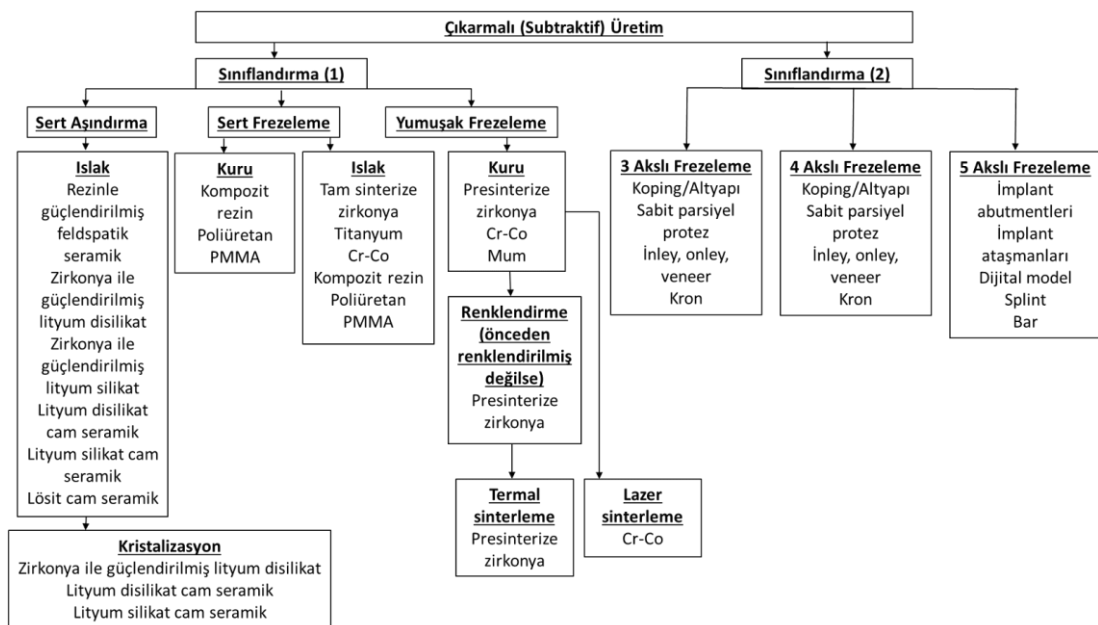


**Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim.** Çıkarmalı, subtraktif veya frezeleme olarak adlandırılan bu üretim tekniğinde; oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi bloklardan/disklerden kazınarak elde etme esasına dayanmaktadır (Kılıç, 2020; Sarıdag vd., 2013). CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından bu yana, frezeleme sistemine dayanan bu teknoloji, zirkonya restorasyonların üretiminde temel yaklaşım olarak karşımıza çıkmaktadır (Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a). Ancak bu teknoloji, çalışma koşullarından bağımsız homojen malzemeler kullanma avantajlarına sahip köklü bir teknoloji olmasına rağmen, aynı zamanda büyük malzeme kaybı ve yüksek maliyetle sonuçlanmaktadır (Abduo vd., 2014). Tipik bir restorasyon oluşturmak için prefabrik bloğun ortalama %90'lık bir kısmı kullanılmakta ve bloğun yaklaşık %10'u her seferinde geri dönüşümü sağlanamayacak şekilde israf edilmektedir (Iğred vd., 2023; Camargo vd., 2022; Kim vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Revilla-León vd., 2020a; Braian vd., 2018; Alghazzawi, 2016). Söz konusu dezavantajların yanında, bu yöntem ayrıca üretilmek istenen nesnelerin karmaşıklığı, ingotların boyutu ve malzeme özellikleri gibi faktörlerle sınırlı olabilen prosedürün doğruluğuna sahiptir (Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a).

Geçmişten günümüze 20'den fazla frezeleme sistemi geliştirilmiş ve bu sistemler sert frezeleme ve yumuşak frezeleme olarak temelde 2 kategoride sınıflandırılmıştır (Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Alghazzawi, 2016; Önöral & Ulusoy, 2016; Denry & Kelly, 2008). Ayrıca frezeleme üniteleri; aks sayılarına göre üç, dört veya beş akslı olarak da sınıflandırılmaktadır (Şekil 8) (Watanabe vd., 2022; Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018; Alghazzawi, 2016; Shenoy & Prabhu, 2015).

Şekil 8

*Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim Teknolojilerinin Sınıflandırılması* (Alghazzawi, 2016)



**Sert Frezeleme.** Restorasyonun sinterlenmiş bloktan elmas veya karbit frezler kullanılarak frezelenmesi ile elde edilmesi olarak tanımlanan sert frezeleme yönteminde tam olarak sinterlenmiş gözeneksiz ingotlar kullanılmaktadır (Branco vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Önöral & Ulusoy, 2016; Zarone vd., 2011; Denry & Kelly, 2008). Bu yöntem prensipte yüksek sertlikte frezelemeye dayandığından, verimli bir üretim için frezeleme ünitesinin ağır frezeleme kuvvetleri uygulayabilecek kadar güçlü olması gerekmektedir (Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Lebon vd., 2016a; Lebon vd., 2016b). Bu işlem ayrıca kuvvetlerin çoğunu termal enerjiye dönüştürmekte ve bu durum frezeleme ünitesinin ve frezlerin ağır abrazyonuna sebep olarak restorasyona zarar verebilmektedir (Jeong vd., 2021; Kim vd., 2016; Kocağaoğlu vd., 2016). Bu nedenle, sürekli su soğutması gerekmektedir

(Abdulla vd., 2020). Ayrıca, üretilen restorasyonun final sinterleme işlemine tabi tutulmasına gerek olmaması, sinterleme nedeni ile meydana gelen boyutsal değişimi ortadan kaldırmaktadır (Khanlar vd., 2021; Cho vd., 2019; Önöral & Ulusoy, 2016; Ebert vd., 2009; Griggs, 2007). Bu durum bir avantaj gibi görünse de; frezeleme esnasında açığa çıkan termal enerji, seramikleri kırılğan doğaları nedeniyle mikro-kırık, çatlak ve değişmiş yüzey kalitesi gibi durumlara eğilimli hale getirmekte ve zirkonya seramik yüzeyinde tetragonalden monokliniğe bir faz dönüşümüyle LTD'yi hızlandırarak final restorasyonların uzun ömürlülüğü üzerinde zararlı bir etkiye sebep olabilmektedir (Khanlar vd., 2021; Kontonasaki vd., 2020; Grech & Antunes, 2019; Pereira vd., 2016; Zarone vd., 2011). Sert frezeleme yöntemi ile üretilen restorasyonlar doğru şekil ve tam boyutlarda elde edilme gibi avantajlar sunarken; sinterlenmiş seramiklerin işlenmesinin hem pahalı hem de zaman kaybı yaratan bir süreç olması, yöntemin en önemli dezavantajlarından biridir (Khanlar vd., 2021).

***Yumuşak Frezeleme.*** Sert frezelemenin sunmuş olduğu söz konusu dezavantajlardan ötürü, temel olarak frezeleme işlemi basitleştirmek ve final ürünü geliştirmek amacıyla yumuşak frezeleme tekniği geliştirilmiştir. Yumuşak frezeleme; pre-sinterize materyalin istenilen morfolojide frezelenmesini, takiben de sinterlenmesini temel almaktadır (Alghazzawi, 2016; Abduo vd., 2014). Bu yöntem Y-TZP için en yaygın kullanılan üretim tekniği olarak karşımıza çıkmaktadır (Khanlar vd., 2021; Zarone vd., 2011; Denry & Kelly, 2008). Pre-sinterize ingotlar küçük gözenekli (20-30 nm) yapıya sahip olup, hızlı bir frezeleme işlemine olanak tanımaktadırlar (Abd El-Ghany & Sherief, 2016; Denry & Kelly, 2008). Gözenekli yapının elimine edilebilmesi için üretilen restorasyonların sinterleme işlemine tabi tutulmaları gerekmektedir (Ispas vd., 2021; Ebert vd., 2009; Griggs, 2007). Sinterleme işlemi süresince materyal yaklaşık %25-30 oranında doğrusal bir hacimsel büzülme geçirerek nihai mekanik özelliklerine ulaşmakta ve doğru boyutlarını yeniden kazanmaktadır (Khanlar vd., 2021; Jeong vd., 2021; Cho vd., 2019; Abduo vd., 2014). Söz konusu yöntem, yüksek miktarda tetragonal zirkonya içeren çok kararlı kristaller ve aşındırma veya kumlama gerektirmedikçe neredeyse monoklinik faz içermeyen yüzeyler oluşturmaktadır (Khanlar vd., 2021; Denry & Kelly, 2008; Guazzato vd., 2004). Ek olarak, sert frezelemede kırılğan doğaya sahip seramik materyallerin işlenmesi esnasında seramik yüzeyinde meydana gelebilecek

mikroskobik çatlak oluşumları; yumuşak frezelemede kolay frezelenbilir yapıda olan pre-sinterize ingotların kullanılmasıyla elimine edilmektedir (Ispas vd., 2021). Ayrıca sinterlenmemiş blokların frezelenmesi, hem daha kısa frezeleme sürelerine hem de frezelerin daha uzun kullanım siklusuna sahip olmasına olanak tanımaktadır (Kim vd., 2016; Kocaağaoğlu vd., 2016). Ancak, frezeleme sonrası uygulanacak sinterleme prosedürleri esnasında meydana gelecek olan büzülme; yumuşak frezeleme yöntemi ile üretilmiş restorasyonların yapısının ve şeklinin doğruluğunu sert frezelemeye kıyasla daha kritik bir duruma sokmaktadır (Khanlar vd., 2021; Methani vd., 2019; Wong & Hernandez, 2012; Ebert vd., 2009; Bindl & Mörmann, 2007).

**3-Akslı Frezeleme.** Bu tip frezeleme cihazları; X, Y ve Z eksenini olmak üzere üç uzamsal yönde hareket kabiliyetine sahiptir (Watanabe vd., 2022; Kumar & Chopra, 2021; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015). Dental alanda kullanılan tüm 3 akslı cihazların motor kolları, restorasyonun iç ve dış yüzeylerini aşındırabilmek amacıyla 180 derece rotasyon yapabilmektedir (Watanabe vd., 2022; Kumar & Chopra, 2021; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018). Bu frezeleme cihazlarının avantajları; frezeleme işleminin kısa sürmesi, kontrolün kolay olması ve diğer frezeleme türlerine kıyasla daha az maliyetli olmasıdır (Patil vd., 2018; Abdulla vd., 2020; Shenoy & Prabhu, 2015).

**4-Akslı Frezeleme.** Bu cihazlarda, 3 eksen hareketine ek olarak materyalin üzerine yerleştirildiği kol da aynı anda hareket etme özelliğine sahiptir (Watanabe vd., 2022; Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015). Bu hareket sayesinde frezeleme işlemleri daha hızlı gerçekleştirilebilmekte ve materyal tasarrufu sağlanabilmektedir (Watanabe vd., 2022; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018).

**5-Akslı Frezeleme.** Söz konusu frezeleme cihazlarında, 3 eksen hareketi ve materyalin üzerine yerleştirildiği kolun hareketine ek olarak, freze kollarının olduğu bölge de hareket etme özelliğine sahiptir (Kumar & Chopra, 2021; Abdulla vd., 2020; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu, 2015). Bu özellik, kompleks geometrili restorasyonların üretilmesine olanak tanımaktadır (Watanabe vd., 2022; Patil vd., 2018).



**Eklemeli (Aditif) Üretim.** Eklemeli üretim teknolojileri, dental dijital iş akışının CAM adımında çıkarmalı üretimin dezavantajlarını gidermek için bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır (R. Li vd., 2023; B. Li vd., 2023; Igret vd., 2023; Abualsaud vd., 2022; Gatto vd., 2022; Li vd., 2021; Khanlar vd., 2021; Della Bona vd., 2021; Wang & Sun, 2021; Revilla-León vd., 2020a). Eklemeli üretim sistemleri, bilgisayar desteği ile 3B dizaynı gerçekleştirilmiş bir objenin tabaka üzerine tabaka eklenerek üretilmesini sağlayan sistemler olarak tanımlanmaktadır (Bove vd., 2022; Lakhdar vd., 2021; Galante vd., 2019). Eklemeli üretim, ASTM (2012) tarafından ise şu şekilde ifade edilmektedir: “Çıkarmalı üretim metodlarına zıt olacak şekilde, 3B modelin bilgisayar verilerinden objeler üretmek amacıyla, materyallerin katmanlanarak (tabaka üzerine tabaka eklenerek) birleştirilmesi işlemidir” (Singh vd., 2022; Revilla-León vd., 2020b; Wang vd., 2019). Günümüz diş hekimliğinde yaygın kullanıma sahip olan eklemeli üretim sistemleri; 3B üretim (*3D printing*), aditif fabrikasyon (*additive fabrication*), hızlı prototipleme (*rapid prototyping*), tabakalı üretim (*layered manufacturing*) veya katı serbest şekilli üretim (*solid freeform fabrication*) olarak da ifade edilebilmektedir (Huang vd., 2022; Mani vd., 2014). Eklemeli üretim ilk kez Charles Hull tarafından 1980’lerde prototiplerin, modellerin ve döküm elemanlarının üretimi için kullanılmak üzere önerilmiştir (Su vd., 2023; Galante vd., 2019; Chen vd., 2019; Methani vd., 2019). Eklemeli sistemlerin işleyiş siklusları birbirinden farklı olsa da; genel olarak 5 ortak aşamaya sahiptirler. Bu aşamalar (Revilla-León vd., 2020b; Alghazzawi, 2016; Van Noort, 2012; Liu vd., 2006):

- Veri toplama: Yapının oluşturulması için sistem dijital verilere ihtiyaç duymaktadır. Bu veriler; bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve lazer dijitalleştirme gibi farklı görüntüleme teknikleriyle elde edilebilmektedir.
- Veri işleme: 3B modelin tasarlanmasını ve modelin bir STL dosyasına veya herhangi bir CAD paketinin okuyabileceği formata dönüştürülmesi.
- STL modelin matematiksel olarak tabakalar halinde (modeli her milimetrik kalınlık için 5-20 katmana bölerek) dilimlenmesi.
- Tabaka tabaka üretimin gerçekleştirilmesi.
- Üretimin tamamlanmasını takiben yapılan ek işlemler.

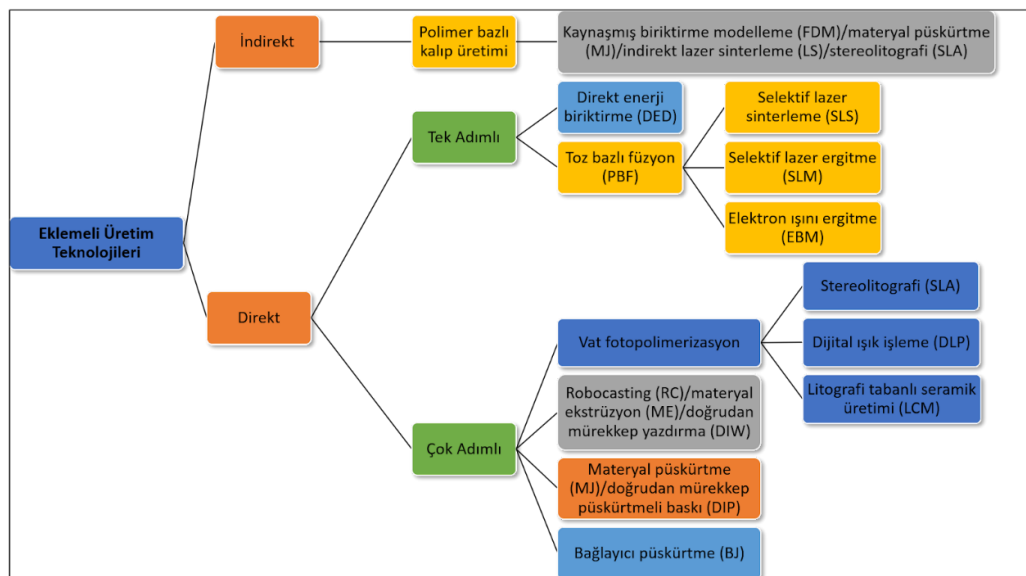
Zaman içerisinde, eklemeli üretimin dış hekimliği alanında büyük bir olanak olduğu fikri ortaya atılmış ve dental alanda kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (Önoral & Ulusoy, 2016). Eklemeli üretim teknolojileri, ASTM tarafından temelde yedi kategoride sınıflandırılmaktadır: vat-fotopolimerizasyon (VP), materyal ekstrüzyon (ME), materyal püskürtme (MJ), bağlayıcı püskürtme (BJ), toz bazlı füzyon (PBF), direkt enerji biriktirme (DED) ve tabaka laminasyon (SL) (Lyu vd., 2023a; Li vd., 2021; Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020b; Methani vd., 2019). Söz konusu bu üretim teknolojilerinin hepsi, seramik bileşenlerin eklemeli üretimi ile ilgili araştırmalara konu olmuştur. Bunlar arasında; VP, ME, MJ, BJ ve PBF; seramik alanında en kapsamlı şekilde çalışılan teknikler olmuştur (Abualsaud vd., 2022; Khanlar vd., 2021; X. Zhang vd., 2020; Revilla-León vd., 2020b; Methani vd., 2019).

### Seramiklerin Eklemeli Üretim Teknolojileri ile Üretimi

Seramiklerin eklemeli üretim teknolojileri ile üretim süreçleri "indirekt" veya "direkt" olarak kategorize edilebilmektedir (Şekil 9) (Zhu vd., 2024; Branco vd., 2023; Lakhdar vd., 2021; Galante vd., 2019).

#### Şekil 9

*Seramiklerin Eklemeli Üretim Teknolojilerinin Şematize Görünümü* ( Branco vd., 2023; Lakhdar vd., 2021)



Seramiklerin indirekt eklemeli üretimi; eklemeli üretim teknolojileri ile üretilen polimer bazlı kalıplara geleneksel hassas döküm veya jel döküm yoluyla seramik içerikli süspansiyon doldurulması ve ardından polimer bazlı kalıpların çözünme veya termal yanma yöntemiyle uzaklaştırılması olarak tanımlanabilmektedir (Khanlar vd., 2021; Lakhdar vd., 2021). Polimer bazlı kalıplar, kaynaşmış biriktirme modelleme (FDM), MJ, indirekt lazer sinterleme (LS) ve SLA dahil olmak üzere birçok eklemeli üretim teknolojisi kullanılarak üretilmektedir. Bu yöntem, direkt eklemeli üretimi zor ve pahalı olan seramikler yerine polimer bazlı kalıpların eklemeli olarak üretimini yaptığından, hem daha kolay hem de daha az maliyetli olması gibi avantajlar sunmaktadır. Ancak; çoklu nesne üretimi yapamaması, çok adımlı bir süreç olması ve böylece üretim süresinin uzun olması, bu yöntemin temel dezavantajları arasındadır. Ayrıca üretilen nesnenin mutlak hassasiyeti ve doğruluğu, çok adımlı prosedürden kaynaklanan herhangi bir hatada büyük derecede etkilenebilmektedir (Zhu vd., 2024; Lakhdar vd., 2019).

Seramiklerin direkt eklemeli üretimi ise kendi içerisinde "tek adımlı" veya "çok adımlı" süreçler olmalarına göre sınıflandırılabilir (Zhu vd., 2024; Branco vd., 2023; Lakhdar vd., 2021; X. Zhang vd., 2020; Galante vd., 2019). Çok adımlı eklemeli üretim süreçleri, tam yoğunluğa ulaşmış final nesneyi elde etmek için üretim sonrası *debinding* ve sinterleme gibi termal işlemler gerektiren yeşil-faz nesnenin oluşumuyla sonuçlanmaktadır (Branco vd., 2023; X. Zhang vd., 2020). Günümüzde seramiklerin eklemeli üretiminde çoğu teknoloji bu kategori altında çalışmaktadır; VP tabanlı teknolojiler, robocasting (RC), ME, doğrudan mürekkep yazdırma (DIW), MJ, doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı (DIP), BJ, selektif lazer sinterleme (SLS) (Branco vd., 2023; Lakhdar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Galante vd., 2019).

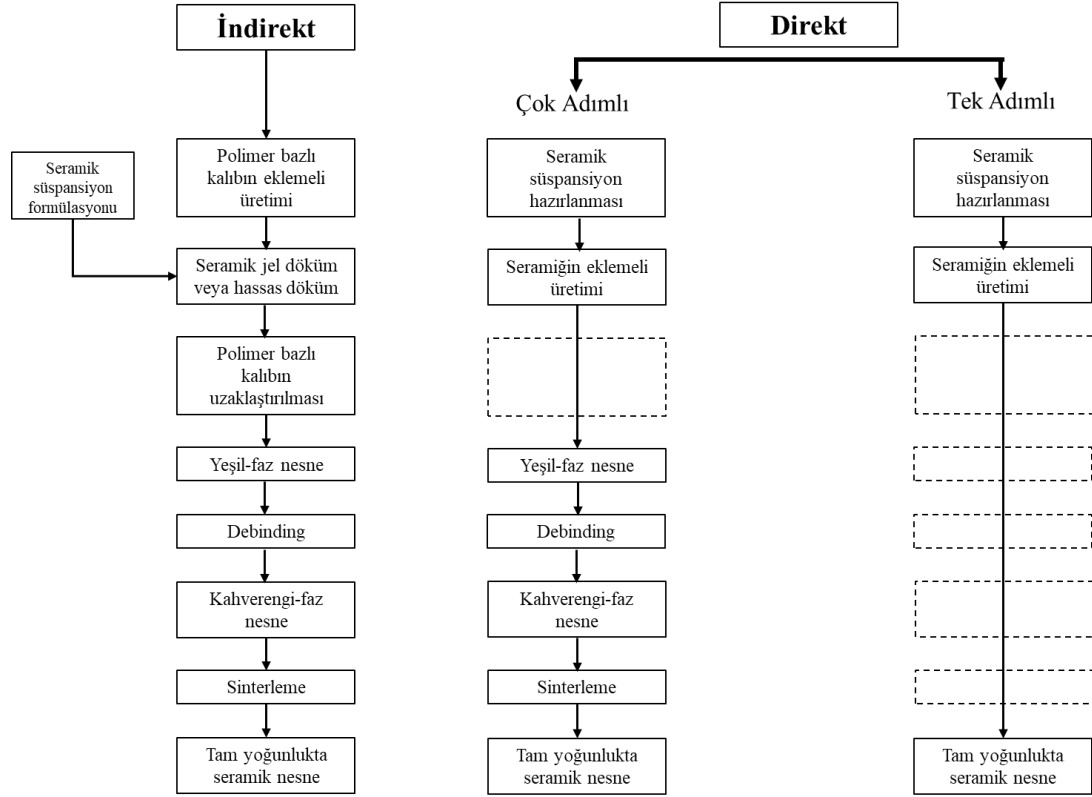
Öte yandan, seramikleri tek bir adımda doğrudan şekillendirerek sinterleyebildiğini kanıtlanmış yalnızca iki eklemeli üretim teknolojisi bulunmaktadır: PBF (SLS, SLM, EBM) ve DED (Branco vd., 2023; Lakhdar vd., 2021; X. Zhang vd., 2020; Galante vd., 2019). Bu yöntem üretim sonrası *debinding* ve sinterleme gibi prosedürlere olan ihtiyacı ortadan kaldırarak, üretim sürelerini önemli ölçüde azaltma potansiyelindedir (Branco vd., 2023). Ancak, bu yöntemle üretilen nesnelerin yüzeylerinde çatlak ve porozite oluşumu sıklıkla gözlenmektedir. Ayrıca bu teknolojiler, seramiklerin iletken olmayan özellikleri nedeniyle, lazer ışınlaması altında materyalde lokalize termal gradyanlara ve hızlı ısıtma-soğutma

işleminin bir sonucu olarak termal şok ve düşük dağılılabirliğe sebebiyet vermesiyle, seramik üretimi için uygun olmadıkları sonucuna varılabilmektedir (Branco vd., 2023; Moon vd., 2022; Lakhdar vd., 2021). Ek olarak, tek adımlı üretimde büyük boyutta ve/veya kompleks şekilli nesnelere üretilmesinin mümkün olmaması büyük bir sınırlılıktır (Lakhdar vd., 2021).

Malzemenin yönlendirilmiş bir ışık kaynağı tarafından eritildiği ve aynı anda kontrolsüz sıcaklıklarda biriktirildiği ve hızlı soğuma eğiliminde olan tek adımlı yöntemlerin aksine; çok adımlı yöntemler, termal şoku minimuma indiren kademeli ısıtma protokolleri içermektedir (Branco vd., 2023). Literatürde zirkonya bazlı malzemeleri işlemek için tek adımlı yöntemlerin kullanımını ele alan az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bazı yazarlar, zirkonyanın düşük termal iletkenlik, yüksek erime sıcaklığı ve düşük termal şok direnci göstermesi nedeniyle; yüksek çözünürlükte kusursuz nesnelere (çatlaksız ve porozitesiz) elde etmenin zor olduğunu belirtmektedir (Branco vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Chen vd., 2019). Seramiklerin indirekt ve direkt eklemeli üretim teknolojileri ile üretim süreçleri Şekil 10'da gösterilmektedir.

Şekil 10

*Seramiklerin İndirekt ve Direkt Eklemeli Üretim Teknolojileri ile Üretim Süreçleri*  
(Zhu vd., 2024; Lakhdar vd., 2021)



Son on yılda, diş hekimliği alanında eklemeli üretim teknolojileri ile rezin ve metal nesne üretimi yaygınlaşmış olsa da, seramik nesnelerin söz konusu bu teknolojiler ile üretimi hala gelişim aşamasında olup; sürekli olarak yeni cihazlar ve bunlarla uyumlu seramik süspansiyonlar denenmektedir (Abualsaud vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Galante vd., 2019). Yaşanan bu gelişmeler, üretilen nesnelerin baskı doğruluğunun ve mekanik performansının geliştirilmesine katkı koymaktadır. Sonuç olarak, eklemeli üretim teknolojilerinin seramik restorasyonların üretiminde giderek daha fazla ilgi görmesi beklenmektedir. Zirkonya nesneleri üretmek için; VP (SLA, DLP, LCM), SLS, selektif lazer ergitme (SLM), mürekkep püskürtmeli baskı (IJP), FDM, BJ, MJ ve ME dahil olmak üzere çeşitli eklemeli üretim teknolojileri denenmiştir (Abualsaud vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a). Bu teknikler arasında VP tabanlı teknolojiler, zirkonya nesnelerin üretiminde sunmuş oldukları yüksek doğruluk, çözünürlük ve yüzey kalitesiyle en ilgi çekici ve en çok umut veren teknolojiler olmuştur (Tablo 2) (Zhai & Sun, 2023; Lüchtenborg et al.,

2022; Revilla-León vd.,2022a; Kim vd., 2022; Della Bona vd., 2021; Nakai vd., 2021; Khanlar vd., 2021).

Tablo 2.

*Zirkonya Nesnelere Üretimi İçin Mevcut 3B Yazıcılar ve Süspansiyonlar*

Üretici	3B Yazıcı	Teknoloji	Zirkonya Süspansiyon	Kompozisyon
<b>Lithoz</b>	Cerafab 7500	LCM	Lithacon 3Y	3Y-TZP
	Cerafab LabL30		210	
<b>3D Ceram</b>	Cerafab system (S25, S65, S230)	SLA	Lithacon 3Y	3Y-TZP
	C101 Easy Fab		230	
	C101 Easy Lab		3D Mix Zirconia	
	C101 Hybrid			
	C1000 Flexmatic			
	C3600 Ultimate			
C900 Flex				
C900 Hybrid				
<b>Aon</b>	Zipro	DLP	Inni Cera	3Y-TZP
	Zipro D			
	Inni			
<b>Zipro Tech</b>	Mevcut Değil	DLP	ADD1	3Y-TZP
<b>XJet</b>	Carmel 1400C	Materyal Püskürtme (Nanoparticle Jetting)	Mevcut Değil	Mevcut Değil
<b>Admatec</b>	Admaflex 130	DLP	AdmaPrint Z130	3Y-TZP
	Admaflex 300			

Tablo 2 (Devamı).

<b>Porimy</b>	CSL 100	SLA	Mevcut Değil	Mevcut Değil
	CSL 150/200			
<b>Prodways</b>	Promaker V6000	DLP	PlastCure Zirconia	Belirtilmemiş
<b>Exone</b>	X1 160Pro	Bağlayıcı Püskürtme	Mevcut Değil	Mevcut Değil
<b>Octave Light</b>	R1	DLP	Mevcut Değil	Mevcut Değil
<b>QuickDemos</b>	CeraLab P60	DLP	CeraMatrix	3Y-TZP
<b>Wuhan Intelligent Laser Technology</b>	CeraBuilder 100	SLA	Mevcut Değil	Mevcut Değil
<b>Wasp</b>	Delta Wasp 2040	Materyal Ekstrüzyon	Mevcut Değil	Mevcut Değil
<b>Bilgiler üretici firmalar tarafından sağlanmıştır.</b>				

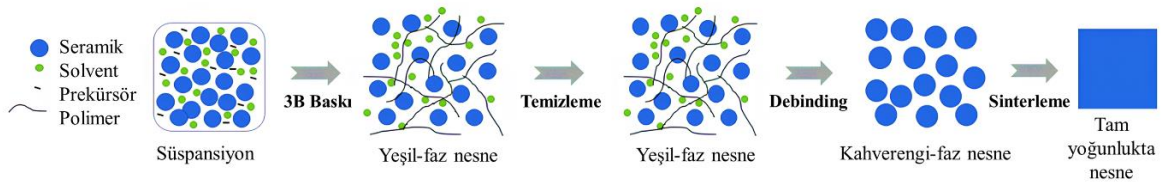
### ***Zirkonyanın Vat-Fotopolimerizasyon (VP) Teknolojisi ile Üretimi***

Zirkonyanın VP tabanlı baskı cihazlarında üretimi, mikro/nanometre kadar küçük partikül boyutlarına sahip zirkonya tozunun fotopolimerize edilebilir çözeltiliye dahil edilerek zirkonya süspansiyon haline getirilmesiyle başlamaktadır (Cho vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Galante vd., 2019; Chen vd., 2010). Zirkonya partiküller ışık emisyonuna karşı inert olduğundan, materyal ışığa maruz kaldığında polimerizasyon sadece ışığa duyarlı organik monomer fazında gerçekleşmekte ve organik monomerler selektif ekspozisyonla zirkonya partiküllerini çevreleyen çapraz bağlı bir ağ haline gelmektedirler. Baskı işlemi, içinde dağılmış zirkonya partiküller bulunan, polimerize bağlayıcıdan oluşan yeşil-faz nesne ile sonuçlanmaktadır (Zhai & Sun, 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; R. Li vd., 2019). Yeşil-faz nesnelerin üretim platformundan ayrılmasının ardından yüzeyler, basınçlı hava fırçaları ve uygun çözücüler kullanılarak polimerize olmamış süspansiyondan temizlenmektedir (Refaie vd., 2023; Rues vd., 2023). Tüm bu işlemler ardından, yeşil-faz nesne öncelikle organik polimer bağlayıcıların yapıdan

çıkarılmasını sağlayan *debinding* işlemine tabi tutulmaktadır. Bu aşamada nesne zayıf mekanik özelliklere, yüksek internal poroziteye ve düşük yoğunluğa sahiptir. Ardından tam yoğunluğa ulaşmak ve final mekanik özellikleri kazanmak için yüksek sıcaklıklarda sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir (Şekil 11) (Lee vd., 2024; Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Lu vd., 2020; Methani vd., 2019; Galante vd., 2019).

Şekil 11

*Zirkonyanın VP ile Üretim Aşamaları* (Bove vd., 2022)



## Çalışmada Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri

### *Stereolitografi (SLA)*

3B nesnelerin fotosensitif polimer aracılığıyla üretildiği SLA tekniği, eklemeli teknikler içerisinde en yaygın kullanılanıdır (Mousa & Bashir, 2017; Önöral & Ulusoy, 2016). Teknik 1980'li yıllarda Amerika'da Hull, Fransa'da ise Andre tarafından geliştirilmiş ve daha sonra 3D Systems Inc. tarafından ticarileştirilmiştir (Su vd., 2023; Huang vd., 2022; Chen vd., 2019; Galante vd., 2019; Önöral & Ulusoy, 2016). SLA, medikal alanda kullanılan ilk eklemeli üretim teknolojisi olup; ilk kez 1994 yılında alloplastik implant cerrahisinde cerrahi modeller üretmek amacıyla kullanılmıştır (Khanlar vd., 2021 Galante vd., 2019).

Bu teknoloji sistematik olarak 3 temel ekipmandan oluşmaktadır; (1) Fotosensitif rezin içeren havuz, (2) Üretim platformu, (3) UV lazer (Önöral & Ulusoy, 2016; Van Noort, 2012; Azari & Nikzad, 2009; Liu vd., 2006). SLA yazıcılar lazer cihazının süspansiyon havuzunun üzerinde (yukarıdan aşağıya üretim) veya altında (aşağıdan yukarıya üretim) olmasına göre iki farklı türe ayrılmaktadır (Şekil 12) (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022). Üretim platformunun, fotopolimerize edilebilir rezin ile seramik tozundan oluşturulmuş seramik süspansiyon içeren bir havuza daldırılarak; UV lazer yardımıyla her seferinde bir katmanın selektif bir şekilde polimerize edilerek üretilmesi süreçlerini içermektedir

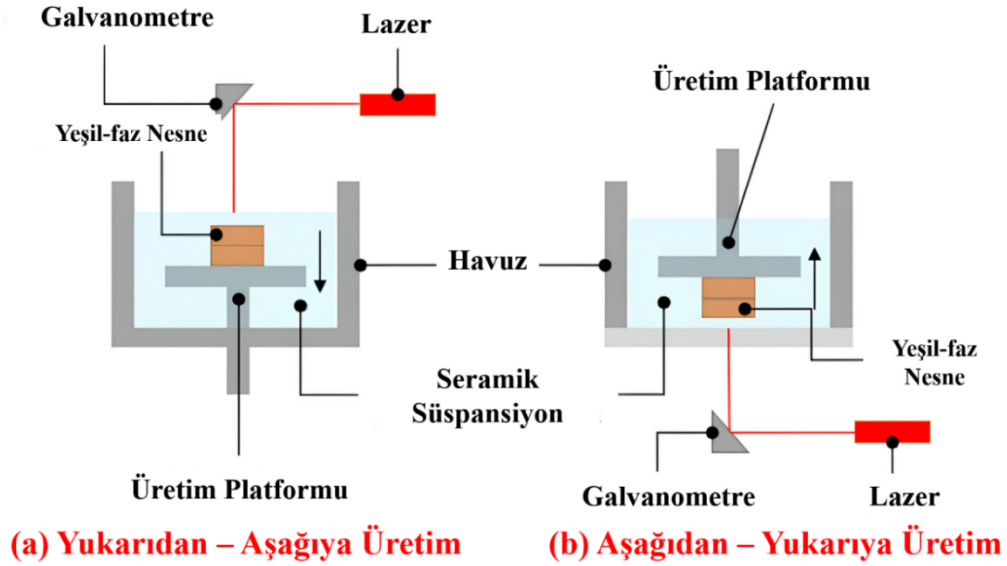


(Igret vd., 2023; Lee vd., 2023; Li vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Galante vd., 2019; Chen vd., 2019; Revilla-León & Özcan, 2019). Katman polimerizasyonu sürecinde bir dizi mercekleme tarafından odaklanan lazer, süspansiyon havuzuna yönlendiren galvanometre tarafından yansıtılmaktadır (Branco vd., 2023; Revilla-León vd., 2020a; Revilla-León & Özcan, 2019). Işıkla aktive olan polimerizasyon süreci; nokta nokta gerçekleşmekte ve noktadan çizgiye, çizgiden katmana, ardından da katmandan katmana ilerlemektedir (Branco vd., 2023; Chen vd., 2019). Bir katmanın polimerizasyonu tamamlandığında, üretilecek nesnelere üzerinde bulunduğu üretim platformu, SLA yazıcının üretim yönüne bağlı olarak süspansiyona bir katman kalınlığı kadar alçaltılmakta veya yükseltilmekte ve bunun sonucunda; polimerize olmamış süspansiyonun üretim platformu üzerinde bulunan polimerize olmuş nesneyi örtmesine izin verilmektedir. Bu işlem, nesne oluşumu tamamlanana kadar tekrarlanmaktadır (Igret vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Chen vd., 2019). Süspansiyon yoğunluğu fazla olduğu durumlarda, üretim platformu tekrardan süspansiyon havuzuna daldırılmadan önce yüzeyi düzleştirmek için bir silme bıçağı kullanılması gerekebilmektedir (Chen vd., 2019). Üretimin ardından nesnelere tam yoğunluğa ulaşması ve final mekanik özelliklerini kazanması için *debinding* ve sinterleme işlemleri uygulanmaktadır (Lee vd., 2024; Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Lu vd., 2020; Methani vd., 2019; Galante vd., 2019).

Bu teknik, yüksek enerjili bir lazer ışınına ihtiyaç duymadan ve voksel pikselleşmesi olmadan karmaşık şekiller üretebilme kapasitesine ek olarak; nokta nokta polimerizasyon gerçekleştirdiği için yüksek boyutsal doğruluk, 25-300 µm'lik baskı çözünürlüğü ve kusursuz yüzey kalitesine (özellikle kavisli yüzeyler) sahip materyallerin elde edilmesinde ayırt edilebilir özellikler sergilemektedir (Kim vd., 2022; Khanlar vd., 2021; Galante vd., 2019). Bu özelliklerin bir sonucu olarak SLA, zirkonya nesnelere üretimi için en temel ve en yaygın kullanılan eklemeli üretim teknolojilerinden biri haline gelmiştir (Masciandaro vd., 2019; Lian vd., 2018).

Şekil 12

*SLA Üretim Metodu* (Bove vd., 2022)



### *Litografi Tabanlı Seramik Üretimi (LCM)*

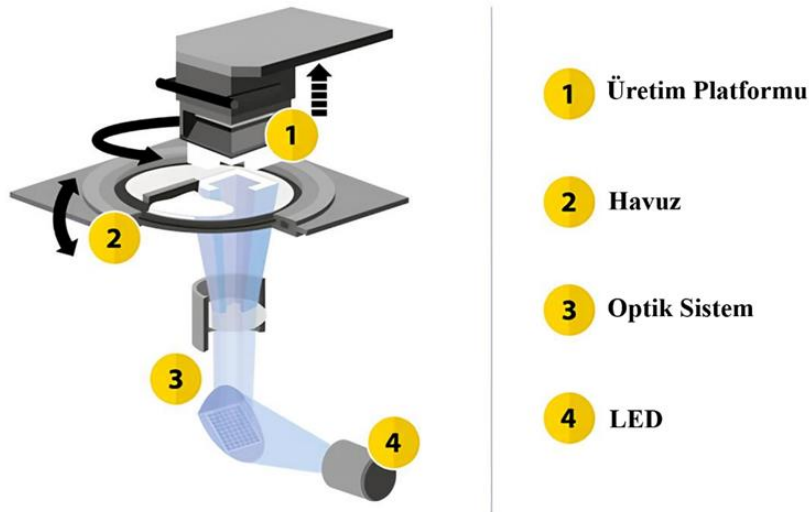
2015 yılında Schwentenwein ve Homa; Lithoz GmbH tarafından ticarileştirilen DLP teknolojisine dayalı olan LCM teknolojisini sunmuştur (Schweiger vd., 2021; Lakhdar vd., 2021; Chen vd., 2019). Bu teknoloji; dönebilen havuz içerisindeki fotopolimerize edilebilir süspansiyonu, DMD aracılığıyla mavi diyot (LED) ışıkla selektif bir şekilde polimerize ederek çalışmaktadır (Şekil 13) (R. Li vd., 2023; Gatto vd., 2022; Lerner vd., 2021; Schweiger vd., 2019; Potestio, 2019; Bomze & Ioannidis, 2019). SLA'ya benzer şekilde polimerizasyon nokta nokta gerçekleştirilmektedir (Bomze & Ioannidis, 2019; Harrer vd., 2017). Sistem, ışık kaynağının şeffaf bir tabana sahip süspansiyon havuzunun altında bulunduğu ve üretim platformunun ise havuzun üzerinde yer aldığı, aşağıdan yukarıya doğru üretim yönüne sahiptir (Hofer vd., 2022; Bomze & Ioannidis, 2019). Bu yöntem, gereken süspansiyon miktarını önemli ölçüde azaltmakta ve sürece dahil edilen malzemenin neredeyse %100'ünü polimerize etmektedir. Böylece, maliyet ve kaynak verimliliği açısından bu teknik son derece cazip hale gelmektedir (Bomze & Ioannidis, 2019).

Üretim sürecinde, ince bir tabaka süspansiyon öncelikle şeffaf havuzun üzerine otomatik olarak kaplanmaktadır. Ardından üretim platformu mikron derecesinde bir boşluk bırakacak şekilde havuza yaklaştırılmakta ve bu boşluk süspansiyonla doldurulmaktadır (Schweiger vd., 2019; Potestio, 2019; Bomze & Ioannidis, 2019). Süspansiyon nispeten yüksek viskoziteye sahip olduğundan, her

polimerizasyon sekansından önce yeni bir süspansiyon tabakası yaymak için yeniden kaplama sistemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sistem, dönen bir havuz ile birlikte bir silme bıçağından oluşmaktadır (Lube vd., 2023; Bomze & Ioannidis, 2019; Gwiaździńska vd., 2017). Her katman sonrası yeniden kaplama sistemi süspansiyon yüzeyini düzeltmekte ve ardından bir sonraki polimerizasyon sekansı başlamaktadır. İlk katman polimerizasyonundan sonra üretim platformu yükselmekte ve tüm süreç, nesnenin üretimi tamamlanana kadar tekrarlanmaktadır (Lube vd., 2023; Gawel, 2020; Potestio, 2019; Bomze & Ioannidis, 2019; Gwiaździńska vd., 2017). Bu yöntem için özel geliştirilen üretim cihazında; dörtlü genişletilmiş grafik dizili (WQXGA) projektörler (çözünürlük: 2560×1600 piksel), özel olarak geliştirilmiş bir objektif lens ile birlikte 3B üretilmiş nesnelerin mutlak hassasiyetini sağlamaktadırlar (Schweiger vd., 2019).

Şekil 13

*LCM Üretim Metodu* (Hofer vd., 2022; Altun vd., 2020; Bomze & Ioannidis, 2019)



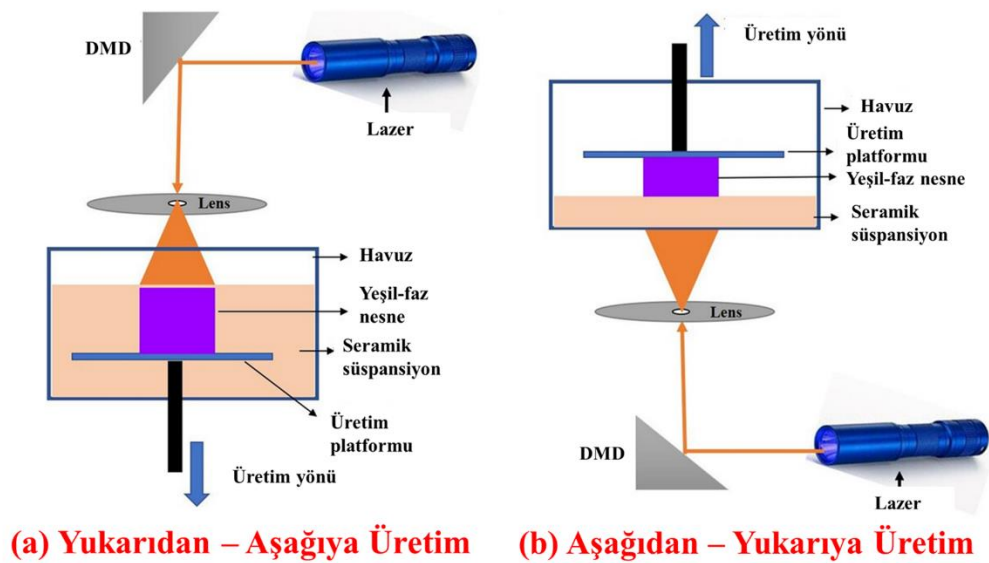
### *Dijital Işık İşleme (DLP)*

DLP, SLA'ya benzer şekilde ışıkla polimerize olabilen bir süspansiyonun, bir ışık kaynağı tarafından selektif bir şekilde polimerize edilerek katman katman üretilmesi prensibine dayanmaktadır (Lee vd., 2024; Zhai & Sun, 2023; Khanlar vd., 2021; R. Li vd., 2019). Ayrıca yine SLA'ya benzer şekilde aşağıdan yukarıya veya yukarıdan aşağıya doğru üretim yapabilen iki farklı türü bulunmaktadır (Şekil 14) (Branco vd., 2023; X. Zhang vd., 2020). Ancak DLP, SLA'dan farklı ışık kaynağına

ve farklı polimerizasyon sekansına sahiptir (Revilla-León vd., 2020a). DLP için görüntü; bir ark lambası veya DMD tarafından oluşturulmaktadır. DMD, 1987 yılında Texas Instruments tarafından geliştirilen, sergilenen görüntüdeki piksellerle ilişkili, saniyede binlerce kez açık ve kapalı olmak üzere iki yönde hareket edebilen yüz binlerce mikroskobik ayna içeren, dikdörtgen diziden oluşan ve dijital olarak kontrol edilebilen mikro-opto-elektro mekanik sistemdir (MOEMS) (Lakhdar vd., 2021; Khanlar vd., 2021; Revilla-León vd., 2020a; Chen vd., 2019; Groth vd., 2014; Guo & Leu, 2013). Lazer ışınının katman yüzeyi boyunca hareket ettiği ve ışıklı alanda ışığa duyarlı süspansiyonun lokalize polimerizasyonuna neden olduğu SLA'nın aksine; DLP, UV ışık projektörü aracılığıyla tüm katmanı aynı anda polimerize etmektedir (Branco vd., 2023; Refaie vd., 2023; Unkovskiy vd., 2021; Lakhdar vd., 2021; Chen vd., 2019; He vd., 2018). DLP, ultra hızlı ışık kaydırma özelliği ile bir katmanı tek seferde polimerize edebilmekte ve dahili projeksiyonu sayesinde SLA'dan daha hızlı bir üretim sunmaktadır (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Chen vd., 2019; He vd., 2018). Ayrıca 25-300  $\mu\text{m}$  arası baskı çözünürlüğüne sahip olan DLP yazıcılar, eğrileri birden fazla kübik yapıya yaklaştırarak karmaşık yüzeylerde pikselleşmeye yol açarak eğriler oluşturan voksel pikselleşmesine sebep olmaktadır (Branco vd., 2023; Kim vd., 2022).

Şekil 14

*DLP Üretim Metodu* (Mamatha vd., 2023)



## **Eklemleri Tekniklerle Üretilen Zirkonya Restorasyonların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler**

### ***Restorasyonların Üretim Platformu Üzerinde Üretim Yönü, Açısı ve Konumlandırılması***

Yeşil-faz nesnelerin kırılğan bir yapıya sahip olmaları nedeniyle, üretim platformu üzerinden çıkarılmaları genellikle karmaşık bir adımdır (Bove vd., 2022). Nesnelerin üretim platformu üzerinde optimal bir şekilde konumlandırılması ve destekler kullanılarak üretim platformu ile arasına ayrı bir arayüzün eklenmesi, hem nesnenin üretim platformuna bağlanmasını hem de bu hassas işlemin bir miktar kolaylaşmasını sağlamaktadır (Bove vd., 2022; Schweiger vd., 2019). Ancak, desteklerin çıkarılması esnasında nesnenin yüzeyinde kusurlar oluşabilmektedir. Bu nedenle desteklerin uygun bir şekilde konumlandırılması önem taşımaktadır (Cho vd., 2023; Bove vd., 2022; Lüchtenborg ve., 2022). Nesne boyutsal hassasiyetin gerekli olmadığı yüzeyler içeriyorsa ve bu yüzey, nesneyi etkili bir şekilde desteklemek için iyi bir konumdaysa, destekler bu yüzeylere yerleştirilebilmektedirler (Bove vd., 2022; Lian vd., 2019). Zirkonya restorasyonlar, üretim platformu üzerine farklı açılarda ve üretim yönü oklüzalden veya marjinalden olacak şekillerde konumlandırılabilirler (Lee vd., 2023). Öte yandan üretim platformu ile zirkonya restorasyonlar arasındaki destekler, sütun formunda veya tam destekleyici taban şeklinde olabilmektedir (R. Li vd., 2023). Alharbi vd. (2016) 120 derece açılarda SLA ile ürettikleri restorasyonların en yüksek doğruluğu sergilediğini bildirmiştir. Osman vd. (2017) DLP ile ürettikleri restorasyonlarda 135 derece açılarda doğruluğun daha yüksek olduğunu gözlemlemiştir. Ryu vd. (2020) farklı destek bağlantı açılarını değerlendirdikleri çalışmalarında; 150-180 derece arası açılmaların MZR'lerin marjinal ve internal uyumu üzerinde daha iyi sonuçlar gösterdiğini bildirmiştir. Lee vd. (2023) üretim platformu üzerinde oklüzal yüzeyden konumlandırılarak üretilen zirkonya restorasyonların, marjinal yüzeyden konumlandırılanlara kıyasla daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmiştir. Ek olarak Lian vd. (2019) desteklerin, boyutsal hassasiyetin önemli olduğu marjinal alanlara yerleştirilmemesi gerektiğini ve restorasyonda en yüksek kalınlığa sahip noktanın oklüzal yüzey olması nedeniyle desteklerin bu yüzeyde konumlandırılmasının daha avantajlı olduğunu rapor etmiştir. R. Li vd. (2023) sütun destekler yerine tam destekleyici taban kullanılarak üretilen zirkonya

restorasyonların daha yüksek eksternal doğruluk ve klinik olarak kabul edilebilir uyuma sahip olduğunu bildirmiştir. Tüm bu bilgilere ek olarak, üretim platformunun sınırlarına konumlandırılarak üretilen nesnelere; merkezde konumlandırılanlara kıyasla daha düşük doğruluk sergilediği gözlenmiştir (Della Bona vd., 2021; Unkovskiy vd., 2018).

### ***Işık Saçılması***

Işık saçılması üretim doğruluğunu etkileyen önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Wang vd., 2023; Westbeek vd., 2020; R. Li vd., 2019). Zirkonya partiküllerin sahip olduğu yüksek ışık kırılma indeksi (silisyum oksit ve alüminyum oksitten %20-27 daha yüksek olan 2.1) ve eklenmiş oldukları süspansiyondaki fotopolimerize olabilen organik monomerlerle arasındaki kırılma indeksi farkı; gelen ışığın önemli ölçüde saçılmasına sebebiyet vererek, kısa polimerizasyon derinliği ile sonuçlanmakta ve fotopolimerizasyon reaksiyonunu büyük ölçüde azaltmaktadır (Branco vd., 2023; Della Bona vd., 2021; Khanlar vd., 2021). Genellikle zirkonya partiküllerin kırılma indeksi; fotopolimerize olabilen organik monomerinkine yaklaştıkça, saçılmanın azaldığı varsayılmaktadır. Ancak, saçılma aynı zamanda ışık geçirgenliği ile de ilişkilendirilen bir durumdur (Wang vd., 2023). Yüksek şeffaflığa sahip seramik partiküller polimerizasyon derinliğini ve genişliğini etkileyerek baskı doğruluğunun azalmasına neden olabilmektedir (Wang vd., 2023; Cai vd., 2022).

### ***Süspansiyonlardaki Zirkonya Miktarı***

Süspansiyon içerisindeki zirkonya partikül miktarı ve buna bağlı olarak süspansiyonun viskozitesi; polimerizasyon derinliğini ve ayrıca *debinding* ve sinterleme prosedürlerini etkileyerek, oluşturulacak nesnenin final doğruluğu üzerinde farklılıklara sebep olabilmektedir (Bove vd., 2022; X. Zhang vd., 2020; Della Bona vd., 2021). *Debinding* sırasında deformasyon ve çatlamanın yanı sıra, sinterleme esnasında nesnenin aşırı büzülmesini önlemek için, en az %40 katı içerikli homojen dağılımlı seramik süspansiyonlar formüle ederek, organik bağlayıcı içeriğini minimuma indirmek oldukça önemlidir (Su vd., 2023; X. Zhang vd., 2020; Khanlar vd., 2021). Yüksek katı içerik yüklemesi, yeşil-faz nesnenin daha az polimerizasyon büzülmesine uğramasına ve genellikle neredeyse tam yoğunlukta sinterlenmiş nesnelere elde edilmesini sağlamaktadır (Branco vd., 2023; Khanlar vd.,

2021; Methani vd., 2019). Ayrıca, yeşil-faz nesnelerin deformasyon veya çatlama olmaksızın ısı işlemlere dayanabilmesi için süspansiyonun katı içeriğinin hacimce %50'yi aşması gerektiği bildirilmiştir (Methani vd., 2019). Öte yandan, yüksek katı içerik yüklemesi; seramik süspansiyon yoğunluğunun artması anlamına gelmekte ve bu da baskı işlemi sırasında kısa polimerizasyon derinliğine yol açarak nihai basılı nesneye gevşek bir şekilde yapışan ekstra seramik malzemeye neden olmaktadır (Wang vd., 2023; Branco vd., 2023; Khanlar vd., 2021; X. Zhang vd., 2020). Bu nedenle, seramik süspansiyonların viskozitesini ve katı madde içeriğini dengelemek oldukça önem taşımaktadır (Wang vd., 2023).

### ***Lateral ve Vertikal Çözünürlük***

Çözünürlük, üretilmesi istenilen nesnelerin minimum boyutunun belirlenmesinde çok önemli bir rol oynamaktadır (Wang vd., 2023). SLA yazıcıalarda lateral çözünürlük (katman çözünürlüğü), çapraz bağlanma sadece ışık demeti yoğunlaştığında gerçekleştiği için lazer ışınının boyutuna göre belirlenirken; DLP'nin lateral çözünürlüğü, büyük ölçüde DMD cihazının çözünürlüğüne bağlıdır. DLP tabanlı cihazlarda 1 görüntü noktası (piksel) 1 mikro-ayna'ya karşılık geldiğinden, mikro-ayna sayısı yansıtılan görüntünün lateral çözünürlüğünü olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Wang vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Schweiger vd., 2021). Tipik olarak, medikal uygulamalar için SLA ve DLP cihazlarının lateral çözünürlüğü yaklaşık 40  $\mu\text{m}$  iken, bazı yüksek hassasiyetli cihazlar 25  $\mu\text{m}$ 'ye kadar lateral çözünürlük sunabilmektedir (Wang vd., 2023).

Vertikal çözünürlük esas olarak katman kalınlığı tarafından belirlenmekte ve bu kalınlık, medikal SLA ve DLP cihazları için genellikle 25-100  $\mu\text{m}$  arasında değişmektedir. Ayrıca, bazı yüksek hassasiyetli baskı cihazları 10  $\mu\text{m}$ 'ye kadar ince katman kalınlıklarına ulaşabilmektedirler (Wang vd., 2023). İnce katman kalınlıkları, basılı nesnenin doğruluğunu artırarak, katman katman baskı sürecinin bir dezavantajı olan "basamak" etkisini azaltmaktadır (Dewan, 2023). Basamak etkisi, katman katman üretim sürecinde sınırlı geometrik çözünürlük nedeniyle 3B baskılı nesnelerin açılı yüzeylerinde basamakların oluşması olarak tanımlanmaktadır (Lakhdar vd., 2021). Martorelli vd. (2013) daha düşük baskı katman kalınlıklarının daha yüksek doğruluk gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak, katman kalınlığının azaltılmasının baskı süresini uzattığı da unutulmamalıdır. Bu nedenle, gereksinimlere yönelik uygun baskı parametreleri seçilmelidir (Wang vd., 2023; Zhang vd., 2022).

Lateral ve vertikal çözünürlük faktörlerinde SLA ve DLP arasındaki temel fark, kullanılan ışık kaynağının türüdür ve bu da ilgili işlem parametrelerinde önemli farklılıklara neden olmaktadır. Özellikle, DLP için yalnızca pozlama süresi ve yoğunluğu ışıkla ilgiliyken; SLA, lazer gücü, tarama hızı, tarama yönü, nokta çapı, tarama aralığı ve lazer frekansı dahil olmak üzere birden fazla parametrede ayarlama yapılmasına olanak tanımaktadır. Işık kaynağı parametrelerinin spesifik seramik süspansiyona göre ayarlanmasıyla, daha yüksek baskı doğruluğu elde edilebilmektedir (Wang vd., 2023).

### ***Geometrik Aşırı Büyüme (Geometric Overgrowth)***

Geometrik aşırı büyüme, DLP tabanlı baskı cihazlarında zirkonya nesnelere doğrudan etkileyen bir faktör olarak tanımlanmıştır. Geometrik aşırı büyüme, zirkonya süspansiyonunun fotopolimerizasyonu sırasında ışık saçılması anlamına gelmekte ve çevrenin aşırı polimerizasyonuna neden olmaktadır (Kang vd., 2022; Sun vd., 2020; X. Zhang vd., 2020). Işık saçılması, yüksek kırılma indeksi, polikristalin tane yapısı ve zirkonyanın nispeten büyük tane boyutu ile ilgili olarak meydana gelmektedir (Kang vd., 2022). Önceki çalışmalarda, zirkonyanın hacmine göre polimerizasyon derinliği ve geometrik aşırı büyüme oranları rapor edilmiş ve hacim oranı arttıkça ışık saçılmasıyla geometrik aşırı büyümenin arttığı ve azalan polimerizasyon süresinin polimerizasyon derinliğini etkileyerek ışık saçılmasına neden olduğu bildirilmiştir (Kang vd., 2020; Jang vd., 2019). Mitteramskogler vd. (2014) seramiklerin DLP tabanlı eklemeli üretiminde ışık saçılması nedeniyle geometrik aşırı büyümeyi engellemek için süspansiyon bileşimine bir UV emici eklenmesini önermiştir. UV emici, UV ışınlarını emerek bunları termal enerjiye dönüştürmektedir (Mau vd., 2019). Ayrıca, UV ışınlar polimerizasyon derinliğini kontrol edebilmekte ve uygun dağılım sağlayarak aşırı polimerizasyonu önleyebilmektedir (Jang vd., 2022; Y. Li vd., 2019; Sakornwimon & Leevailoj, 2017).

### ***Toplanma Fenomeni (Balling Phenomenon)***

SLS ve SLM olmak üzere PBF tabanlı üretimde karşılaşılan bu fenomen, eriyik havuzu ile alttaki katı arasındaki zayıf ıslanma sebebiyle oluşmakta ve eriyik havuzunun küçük seramik kürelere ayrılmasına neden olmaktadır. Toplanma fenomenine malzeme safsızlıklarının yanı sıra, lazer enerji yoğunluğu da neden



olabilmektedir. Bu fenomen, nesnenin yüzey pürüzlülüğünü ve şekillendirme işleminin sürekliliğini etkileyebilmektedir (X. Zhang vd., 2019; Oyar, 2018).

### ***Kahve Lekelenmesi Fenomeni (Coffee Staining Phenomenon)***

Kahve lekelenmesi fenomeni, seramiklerin IJP ile üretimi sürecinde temas hattına meydana gelen konvektif makroskopik akış nedeniyle, basılı numunelerin kurutma işlemi sırasında ortaya çıkabilen bir durumdur (Khanlar vd., 2021; X. Zhang vd., 2020). Bu fenomen, katı partiküllerin; alt tabaka üzerindeki basılı numunelerin merkezinden kenarına doğru ayrılması şeklinde tanımlanmakta ve basılı nesnelere kusurlara neden olabilmektedir (Khanlar vd., 2021; Majumder vd., 2012).

### **Dijital Teknolojilerle Üretilen Zirkonya Restorasyonların Marjinal/İnternal Uyumu**

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumu; hem restorasyonların uzun dönem başarısı hem de çevre dokuların prognozu açısından oldukça önem arz etmektedir (Faruqi vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Lerner vd., 2021). Uyum açısından yetersiz olan restorasyonlar, yapıştırıcı simanın ağız sıvılarında çözünmesine neden olmakta; gıda, plak ve bakteriler için potansiyel retansiyon (akümülyasyon) alanları oluşturmaktadırlar (Refaie vd., 2023; Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022). Buna ek olarak uyumsuz restorasyonlar; sızıntı, hassasiyet, sekonder çürük oluşumu, endodontik problemler, gingival sulkusta sıvı artışı, periodontal hastalıklar, kemik kaybı, internal uyum bozuklukları, maloklüzyon ve retansiyon kaybı gibi bir dizi biyolojik ve mekanik komplikasyonlara sebep olabilmektedirler (Rues vd., 2023; Lyu vd., 2023b; Abualsaud & Alalawi, 2022; Li vd., 2021; Wang & Sun, 2021; Li vd., 2020). Ayrıca, marjinal ve internal aralıktaki artış; restorasyon kalınlığını azaltmakta ve restorasyonu kırılmaya karşı daha yatkın hale getirmektedir.

Literatürde, kabul edilebilir marjinal aralık değeri konusunda birçok çalışma yapılmış; ancak halen bu konuda fikir birliği sağlanamamıştır. ADA N.8 spesifikasyonunda tip 1 yapıştırma simanlarının kalınlığının 25 µm'yi; tip 2 yapıştırma simanlarının kalınlığının ise 40 µm'yi aşmaması gerektiğini bildirilmiştir (Shivaraman, 2023; Wang & Sun, 2021; Revilla-León vd., 2020b; Nawafleh vd., 2013). Ancak, yapılan çalışmalar bu hedefe ulaşabilmenin oldukça güç olduğunu göstermiştir. Öte yandan, 50 ile 120 µm arasındaki marjinal aralık değerlerinin klinik

olarak kabul edilebilir olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Shivaraman, 2023). Marjinal aralık değerleri ile ilgili en kapsamlı çalışma, McLean ve von Fraunhauser (1971) tarafından gerçekleştirilmiş olup, yazarlar 5 yıl boyunca 1000'den fazla restorasyon üzerinde yürüttükleri çalışma sonucunda, tolere edilebilir maksimum marjinal aralık değerinin 120  $\mu\text{m}$  olduğunu bildirmiştir.

CAD/CAM teknolojileri ile üretilen restorasyonların uyumuna ilişkin sistematik bir derlemede; marjinal uyum değerlerinin 39.1 ile 201  $\mu\text{m}$  arasında değiştiği, internal uyum değerlerinin ise 23 ile 230  $\mu\text{m}$  arasında değiştiği bildirilmiştir (Boitelle vd., 2014). Ayrıca, önceki çalışmalarda SLA için 25-120  $\mu\text{m}$  (B. Li vd., 2023; Kim vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022), LCM için <100  $\mu\text{m}$  (Refaie vd., 2023; Lerner vd., 2021) ve DLP için <50  $\mu\text{m}$  (Cho vd., 2023; Kim vd., 2022; Moon vd., 2022) marjinal uyum değerleri bildirilmiştir. Öte yandan SLA ve DLP için 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzerinde aralık değerleri bildiren çalışmalar da mevcuttur (Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022; Revilla-León vd., 2020b; R. Li vd., 2019). Bu bilgilere ek olarak, Dewan (2023) eklemeli ve çıkarmalı tekniklerle üretilen zirkonya restorasyonları değerlendirdikleri sistematik derlemede, söz konusu iki teknikle üretilen zirkonya restorasyonların benzer marjinal ve internal uyum sergilediğini bildirmiştir.

### ***MZR'lerin Marjinal ve İnternal Uyumunu Etkileyen Faktörler***

Literatürde MZR'lerin uyumlarını etkileyen faktörleri inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. Söz konusu çalışmalardan derlenen parametreler Tablo 3'de gösterildiği gibidir.

Tablo 3.

#### ***MZR'lerin Uyumlarını Etkileyen Parametrelerle İlgili Çalışmalar***

<b>Parametreler</b>	<b>Çalışmalar</b>
Üretim tekniği	Lee vd., 2024; Sun vd., 2023; B. Li vd., 2023; Lyu vd., 2023a; Rues vd., 2023; Zhu vd., 2023; R. Li vd., 2023; Refaie vd., 2023; Camargo vd., 2022; Lüchtenborg vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Lerner vd., 2021; Li vd., 2020; Revilla-León vd., 2020b; Wang vd., 2019; R. Li vd., 2019

Tablo 3 (Devamı).

Tercih edilen yazılım ve üretim parametreleri	Meirowitz vd., 2019; Hamza & Sherif, 2017; Ha & Cho, 2016
Marjinal ve internal aralığı ölçmek amacıyla kullanılan teknik	Aktas vd., 2023; Refaie vd., 2023; Li vd., 2021
Simantasyon	Kale vd., 2017
Direkt/indirekt dijitalizasyon	Abduo vd., 2023; Morsy vd., 2023; Özal & Ulusoy, 2021; Freire vd., 2021; Morsy vd., 2021; Ahrberg vd., 2016
Marjin konfigürasyonu	Yadav vd., 2023; Elsherbini vd., 2023; Sardar vd., 2022; Faruqi vd., 2022; Saker & Özcan, 2021; Li vd., 2021; Ahmed vd., 2019
Sinterleme protokolü	Yang vd., 2023; Ozden vd., 2022; Saker & Özcan, 2021; Kauling vd., 2020
Siman tipi	Abd Alraheam vd., 2023; Sardar vd., 2022
Restorasyon kalınlığı	Tekin & Hayran, 2020
Üretim açısı (eklemeli)	Lyu vd., 2023b; Cho vd., 2023; Lee vd., 2023
Siman aralığı	Suzuki vd., 2020; Kale vd., 2016
İntraoral tarayıcı	Aktas vd., 2023; Özal & Ulusoy, 2021
Parlatma yöntemleri	Chen vd., 2023
Destek yapısı (eklemeli)	R. Li vd., 2023

### Marjinal ve İnternal Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Teknikler

Protetik restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde, her birinin kendine özgü avantajları ve sınırlamaları bulunan kabaca "invaziv" ve "non-invaziv" olarak sınıflandırılabilen birçok yöntem geliştirilmiştir (Refaie vd., 2023; Igret vd., 2023; Zhu vd., 2023; Abualsaud & Alalawi, 2022; Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Kocaağaoğlu vd., 2017). Söz konusu yöntemler şunlardır:

- Master model üzerine yerleştirilen restorasyonun mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumunun değerlendirilmesi (direkt görüş tekniği)
- Silikon replika tekniği

- Master model üzerine simante edilen restorasyonun kesitlere ayrılarak, ışık ya da SEM altında uyumunun değerlendirilmesi (kesit alma yöntemi)
- Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi
- Optik tarayıcı ile uygulanan üçlü-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi (üçlü-tarama yöntemi)
- Optik tarayıcı ile uygulanan dual-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi (dual-tarama yöntemi).
- Mikro-BT (X-ışını mikrotomografisi) teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi
- Dijitalleştirilmiş silikon replikanın lazer videografisi
- Profilometre ile marjinal uyumun dolaylı ölçümü
- Optik koherens tomografi

### ***Mikrofotografi veya Işık Mikroskobu ile Uyumun Değerlendirilmesi (Direkt Görüş Tekniği)***

Direkt görüş tekniğinde; master model üzerine yerleştirilen restorasyonlar genellikle ışık mikroskobu kullanılarak incelenmektedir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021). Bu teknikle restorasyonların sadece marjinal uyumu değerlendirilebilmekte, internal uyum ile ilgili herhangi bir ölçüm yapılamamaktadır. Bu teknik; kolay uygulanabilir, non-invaziv, ucuz ve daha az zaman alıcı olması gibi çeşitli avantajlar sergilese de; internal uyumun değerlendirilememesi ve sadece in-vitro çalışmalarda kullanılabilir bir yöntem olması, büyük limitasyondur. Ayrıca, bu yöntemde referans ölçüm noktaları güvenilir bir şekilde tespit edilememekte ve ölçümlerin aynı noktadan tekrarlanabilmesi mümkün olmamaktadır. Bu yöntemin diğer bir dezavantajı ise, ölçüm sırasında olası hatalı açılama sonucu meydana gelebilecek projeksiyon hatalarıdır. (Di Fiore vd., 2023; Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Pahlevaninezhad vd., 2018; Park vd., 2017).

### ***Silikon Replika Tekniği***

Bu teknikte restorasyonun içerisine akıcı kıvamlı (*light-body*) silikon ölçü materyali uygulanmakta; ardından siman aralığını simüle etmesi amacıyla restorasyon master modeldeki ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilmektedir. Akıcı kıvamlı silikon ölçü materyalin sertleşmesini takiben, restorasyon master model üzerinden dikkatlice çıkarılmaktadır. Bu aşamada, akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali, ince ve rijit olmayan bir yapı sergilediğinden ötürü; akıcı kıvamlı replikayı

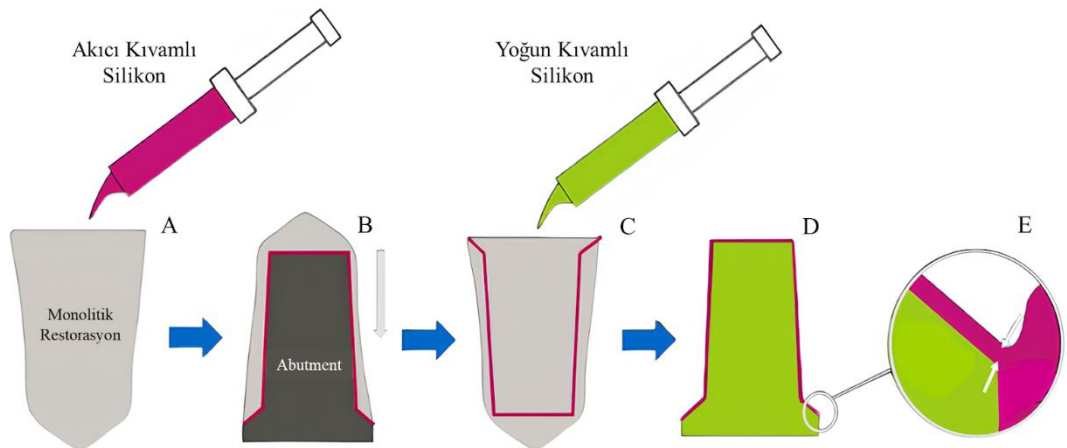
desteklemek ve bistiiri ile kesilmesini kolaylaştırmak amacıyla yoğun kıvamlı (*heavy-body*) silikon ölçü materyali ile desteklenmektedir. Böylece, bistiiri ile istenilen bölgeden kesitler alınarak restorasyonun aralık değerlerinin ölçümü gerçekleştirilebilmektedir (Şekil 15) (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Refaie vd., 2023; Wang & Sun, 2021; Ryu vd., 2020; Revilla-León vd., 2020b; Önöral vd., 2018; Kocaağağlı vd., 2017).

Silikon replika tekniği, restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumlarını değerlendirmeye izin veren; çeşitli noktalardan doğru, tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına olanak tanıyan; non-invaziv; uygulaması kolay ve ucuz bir tekniktir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Önöral vd., 2018; Park vd., 2016). Ayrıca hem in-vitro hem de in-vivo değerlendirmelerde kullanılabilir (Refaie vd., 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019).

Ancak, değerlendirme esnasında kron kenarlarının ve marjinlerin tanımlanmasındaki zorluklar, elastomerik film tabakasının restorasyondan veya ilgili dişler üzerinden uzaklaştırılması esnasında deformasyona uğraması veya yırtılması ve böylece kesitlerin doğru şekilde alınamaması gibi bir takım limitasyonlar sergilemektedir (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Nawafleh vd., 2013). Ayrıca, bu yöntem 2B analiz kullanarak değerlendirme yapmaktadır (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Ek olarak, teknikte kullanılacak ölçü materyalinin boyutsal stabilitesi de önem arz etmektedir. Çünkü materyalin boyutsal yapısında meydana gelebilecek herhangi bir değişiklik ölçümlerin hassasiyetini etkileyebilmektedir.

### Şekil 15

*Silikon Replika Tekniği* (Zhou vd., 2017)



### ***Kesit Alma Yöntemi***

Kesit alma yönteminde restorasyonlar, master modelin dublikasyonunu takiben dublike modeller üzerine simante edilmektedir. Bu işlem ardından hassas kesim cihazı kullanılarak restorasyonlardan kesitler alınmakta ve mikroskop altında incelenerek ölçümler yapılmaktadır. Söz konusu teknikte simantasyon işlemi tam olarak simüle edildiğinden; ölçümler doğru ve hassas bir şekilde yapılabilmektedir (Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Nawafleh vd., 2013). Ancak, örneklerin tekrardan değerlendirilmesine olanak tanımayan invaziv bir yöntem olması ve in-vitro çalışmayı gerektirmesi yöntemin dezavantajları arasındadır (Shivaraman, 2023; Refaie vd., 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Nawafleh vd., 2013). Ayrıca elde edilen kesitler, farklı düzlemlerde ölçüm yapabilmeyi sınırlamaktadır. Bu nedenle yapılan ölçümlerde elde edilen değerler, restorasyonun genel uyumunu temsil edememektedir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Nawafleh vd., 2013).

### ***Silikon Ağırlığının Ölçülmesi ile Uyumun Değerlendirilmesi***

Bu teknikte silikon ağırlığını ölçmek amacıyla silikon replika tekniğinin işlem basamakları kullanılmaktadır. İçerisine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali uygulanarak ardından master modelde ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilen restorasyonlar; silikonun sertleşmesini takiben ilgili dişler üzerinden ayrılmaktadır. Restorasyon veya abutment diş üzerinde kalan akıcı kıvamlı replika, dikkatli bir şekilde çıkarılarak hassas cihaz yardımıyla ağırlığı ölçülmektedir. Yüksek ağırlık değerleri, hacimsel olarak aralık değerlerinin yüksek olduğunun göstergesi olmaktadır. Bu teknik oldukça non-invaziv, uygulaması kolay ve ucuz bir teknik olsa da; uyumun bölgesel olarak ölçümünü yapamamaktadır. Söz konusu teknik, Ucar vd. (2009) tarafından yürütülen çalışmada kullanılmıştır (Al-shalan vd., 2019).

### ***Üçlü-Tarama Yöntemi***

Bu teknikte dijital tarayıcı kullanılarak; restorasyonlar, ilgili abutment diş bölgeleri ve ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilen restorasyonların uyum yüzeyleri taranmakta ve elde edilen dijital veriler yazılım aracılığı ile karşılaştırılmaktadır (süperimpozisyon) (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Shivaraman, 2023; Refaie vd., 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Böylece, hassas hizalamayı takip ederek restorasyonların internal yüzeyi ile abutment dişlerin eksternal yüzeyi arasındaki ortalama mesafe hesaplanarak restorasyonların marjinal ve internal uyum

ölçümleri yapılabilmektedir (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Zhu vd., 2023; Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021). 3B, non-invaziv ve tekrarlanabilir olması bu tekniğin avantajlarını oluşturmaktadır (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Shivaraman, 2023; Refaie vd., 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Ayrıca çeşitli noktalardan ölçüm yapılmasına olanak tanıdığı için doğruluğu yüksek bir tekniktir. Bununla birlikte, tarama esnasında meydana gelebilecek sapmalar sonucu taranan verilerin olası yanlışlığı ve süperimpozisyon aşamasında meydana gelebilecek hatalar; elde edilen verilerde yanlışlığa sebep olabilmektedir (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Ayrıca bu yöntem, parlak yüzeye sahip nesnelere tarayıcı sprey uygulanmasını zorunlu kılmakta ve bu nedenle elde edilen verilerin doğruluğu etkilenebilmektedir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021).

### ***Dual-Tarama Yöntemi***

Dual tarama tekniği, geleneksel silikon replika tekniğinin dijitalleştirilmiş bir versiyonu olarak düşünülebilmektedir. Bu teknikte, dijital tarayıcı kullanılarak; öncelikle ilgili abutment diş bölgeleri taranmakta ve ardından da silikon replika tekniğinde olduğu gibi restorasyon içerisine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali enjekte edilerek ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilmektedir. Sertleşme tamamlanınca restorasyon dişler üzerinden çıkarılmakta ve abutment dişler üzerinde kalan akıcı kıvamlı silikon replika tekrardan tarayıcı ile taranmaktadır (Alkaff, 2021; Lee vd., 2017). Elde edilen dijital veriler yazılım aracılığı ile karşılaştırılmaktadır. İnternal ve marjinal uyum analizi; renk kodu haritaları ile yarı-kantitatif olarak veya mikron cinsinden kantitatif olarak yapılabilmektedir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021). Söz konusu teknik, Lee vd. (2017) tarafından üçlü-tarama tekniğindeki 3 farklı dijital verinin süperimpozisyonu sırasında oluşabilecek hataların üstesinden gelinmesi beklentisiyle tanıtılmıştır. Bu teknikle, taramalardan birinin gerçek siman aralığını yansıtan silikon replika olduğu 2 dijital veri karşılaştırıldığı için daha doğru hesaplamalar elde edilebileceği savunulmaktadır. Yöntemin temel avantajları arasında; non-invaziv, tekrarlanabilir ve istenilen bölgeden sınırsız ölçüm yapılabilmesi sayılabilmektedir. Ancak, restorasyonun dişten ayrılması esnasında akıcı kıvamlı silikon replikanın yırtılarak hasar görebilmesi ve bunu önlemek için izolatör kullanımı gerekmesi, dijital verilerin doğruluğu üzerinde olumsuz sonuçlar yaratabilmektedir (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021).

### ***Mikro-BT (X-ışını mikrotomografisi) Teknolojisi ile Uyumun Değerlendirilmesi***

Mikro-BT, nesnelerin iç yapısını 3B olarak görüntülemek için kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. X-ışınları gibi yüksek enerjili ışınlar kullanılarak nesnenin kesitlerinden elde edilen görüntülerin bilgisayar yardımıyla bir araya getirilerek nesnelernin iç yapısının detaylı modellerinin elde edilmesi ve bu verilerin 3B veya 2B olarak analiz edilmesidir (Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Bu amaç doğrultusunda, restorasyon master model üzerinde ilgili abutment dişler üzerine sabitlendikten sonra mikro-BT ile görüntüler alınmakta ve aralık değerlendirilmesi yapılmaktadır. Yüksek çözünürlük, 3B görüntülerle değerlendirme yapılabilecek materyallerin çeşitliliği ve non-invaziv bir yöntem olması; bu tekniğin temel avantajları arasında sayılmaktadır (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Son vd., 2019). Ancak bu yöntemde, malzeme yoğunluğunun X-ışını üzerinde önemli bir etkisi vardır ve farklı maddeler arasındaki sınırlar belirsiz olabilmektedir. Bu durum malzemenin radyasyon emilim katsayısı ve ışınların yansımından kaynaklanan artefaktlara atfedilmektedir (Shivaraman, 2023; Refaie vd., 2023; Son vd., 2019). Özellikle zirkonya gibi yüksek yoğunluklu malzemeler için X-ışınlarının çeşitli siman ve abutment katmanlarına nüfuz etmesi zordur (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021). Diğer dezavantajları arasında ise; maliyetinin fazla olması, ölçümlerin fazla zaman alması ve karmaşık bir prosedür olması sayılabilmektedir (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Nawafleh vd., 2013).

### ***Dijitalleştirilmiş Silikon Replikanın Lazer Videografisi***

Lazer videografi sistemi; görsel ve sayısal değerleri gösteren bir bilgisayar programıyla, verileri dijital ortama aktarmaya yarayan cihazın birleşmesiyle oluşmaktadır. Optik kaynak 780 nm dalga boyunda mikron düzeyde ölçüm yapabilen gallium arsenide lazerdir. Sistem programı; 3B olarak X, Y ve Z eksenlerinde toplanan verilerin grafiğini çizebilmektedir. Sistemin doğruluğu  $\pm 0.001$  mm'dir. Bu teknikte öncelikle restorasyon iç yüzeyine akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi uygulanmakta ve ardından master model üzerinde ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilmektedir. Polimerizasyonu takiben abutment diş ve silikon replika verileri dijitalleştirilerek 3B ilişkileri kaydedilmektedir. (Ayers, 2022; May vd., 1998).

### ***Profilometre ile Marjinal Uyumun Dolaylı Ölçümü***

Profilometre cihazları temaslı veya temassız (optik) olmak üzere iki tipte kullanım imkanı sunmaktadır. Temassız tarayıcılarda genellikle lazer benzeri ışık



cihazları kullanılmaktadır (Gholamrezaei vd., 2020; Kukiattrakoon vd., 2011). Profilometre, bir numunenin büyütülmüş görüntüsünü monitörde gösterebilen optik bir ölçüm cihazı olarak tanımlanabilmektedir. Dikey (X), yatay (Y) ve odaklanma (Z) düzleminde ayarlanabilmektedir (Gholamrezaei vd., 2020). Bu teknik, hem örneğin hem de master model üzerindeki ilgili abutment dişlerin monitörde aynı odak düzlem içerisinde görüntüsünün elde edilmesiyle marjinal bölgedeki siman kalınlığının indirekt olarak hesaplanması esasına dayanmaktadır (Al-shalan vd., 2019; Nawafleh vd., 2013). Non-invaziv olması ve çoklu ölçümlere olanak tanınması yöntemin temel avantajları arasında sayılmaktadır (Gholamrezaei vd., 2020; Al-shalan vd., 2019; Nawafleh vd., 2013). Ancak, bu teknikte marjinal aralık değerlendirmesi yapılabilirken; internal aralık değerlendirilmesi yapılamamaktadır. Ayrıca, örneklerin konumlandırılması esnasında meydana gelebilecek en küçük hata, ölçümlerde tutarsızlıklara sebep olabilmektedir (Shivaraman, 2023; Ayers, 2022; Alkaff, 2021; Al-shalan vd., 2019; Nawafleh vd., 2013).

### ***Optik Koherens Tomografi***

Bu teknik, yüksek çözünürlüklü optik yansıtma özelliğine dayalı olarak kesitsel görüntüler elde edilmesi esasına dayanmaktadır (Shivaraman, 2023; Ghavami-Lahiji vd., 2023). Işığın kohorent özelliğinden yararlanılarak lazer kaynağının restorasyon üzerine yansıtıldıktan sonra, restorasyondan geri saçılan ışığın, imaj olarak gösterilebilecek bir sinyal yoğunluğuna dönüştürülmesi olarak tanımlanabilmektedir (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Son vd., 2019). X-ışını radyasyonuna maruz kalmaya gerek kalmadan, restorasyonun veya dokunun eş zamanlı olarak görüntülenmesini sağlayan bu yöntem; genellikle in-vivo çalışmalar için tercih edilen non-invaziv bir yöntemdir. Ancak; çok kalın veya opak yapıya sahip materyallerin değerlendirilmesinin zor olması, bu tekniğin temel dezavantajını oluşturmaktadır. Bu yöntemle 2B ve 3B analiz mümkündür (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021; Son vd., 2019).

## BÖLÜM III

### Yöntem

#### Diş Preparasyonu ve 3B Sanal Tasarımın Gerçekleştirilmesi

Maksiller sol birinci molar diş, frasaco model (AG-3; Frasaco GmbH) üzerinden çıkarılmıştır. Böylelikle maksiller sol ikinci premolar ve maksiller sol ikinci molar dişlerin destek diş (abutment), maksiller sol birinci molar diş bölgesinin ise gövde (pontik) olarak tasarlanacağı ve üzerine 3-üyelı MZR'lerin üretileceği klinik bir senaryo oluşturulmuştur. Aeratör ve elmas frezler yardımıyla abutment dişlere 10 ile 12 derece koniklik açısı, 1.5 ile 2.0 mm arası oklüzal redüksiyon ve 1.0 mm çevresel chamfer preparasyon uygulanmıştır (Şekil 16).

#### Şekil 16

*Frasaco Model Üzerinde Gerçekleştirilen Preparasyonlar ve Master Modelin Hazırlanması*



Hazırlanan master model, ekstraoral laboratuvar tarayıcısı (inEos X5; Dentsply Sirona) ile taranmış ve elde edilen dijital veriler CAD yazılım programına (InLab 16.1; Dentsply Sirona) aktarılmıştır. Siman aralığı miktarı 50 µm olarak ayarlanan 3-üyelı MZR sanal olarak tasarlanmış ve oluşturulan 3B tasarım, üretim için STL dosyası olarak dışa aktarılmıştır (Şekil 17). Sanal olarak tasarlanmış restorasyon Şekil 18'de görülebilmektedir. Ölçü aşamasındaki olası hata

akümülyasyonunu ortadan kaldırmak ve üretimin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm örnekler taramada elde edilmiş aynı dijital veri üzerinden üretilmiştir.

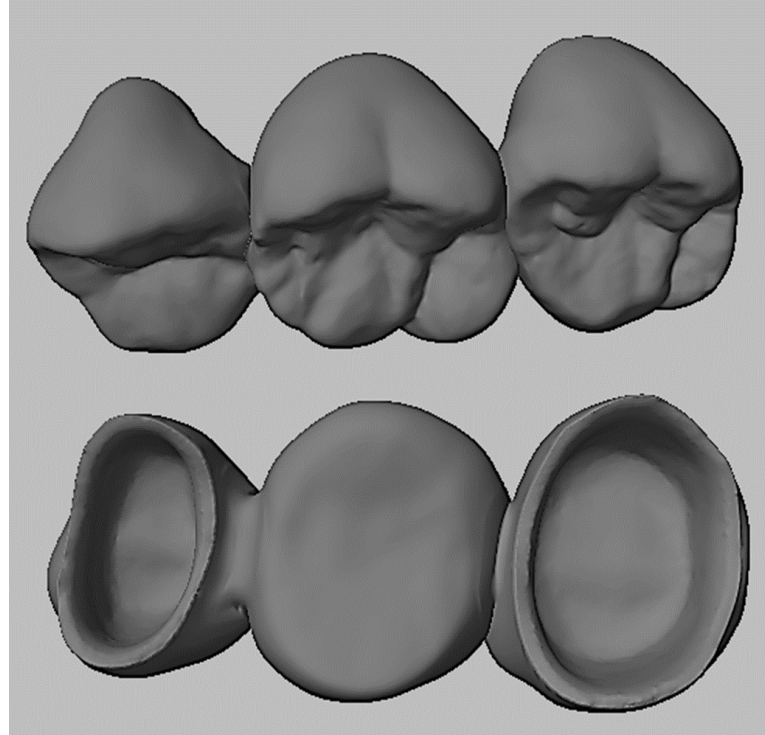
Şekil 17

(a) Çalışmada Kullanılan inEos X5 Ekstraoral Laboratuvar Tarayıcısı, (b) InLab 16.1 CAD Yazılım Programında 3-Üyeli MZR'nin Sanal Tasarımının Gerçekleştirilerek, Siman Aralığı Miktarının Ayarlanması



Şekil 18

Sanal Olarak Tasarlanmış 3-Üyeli MZR

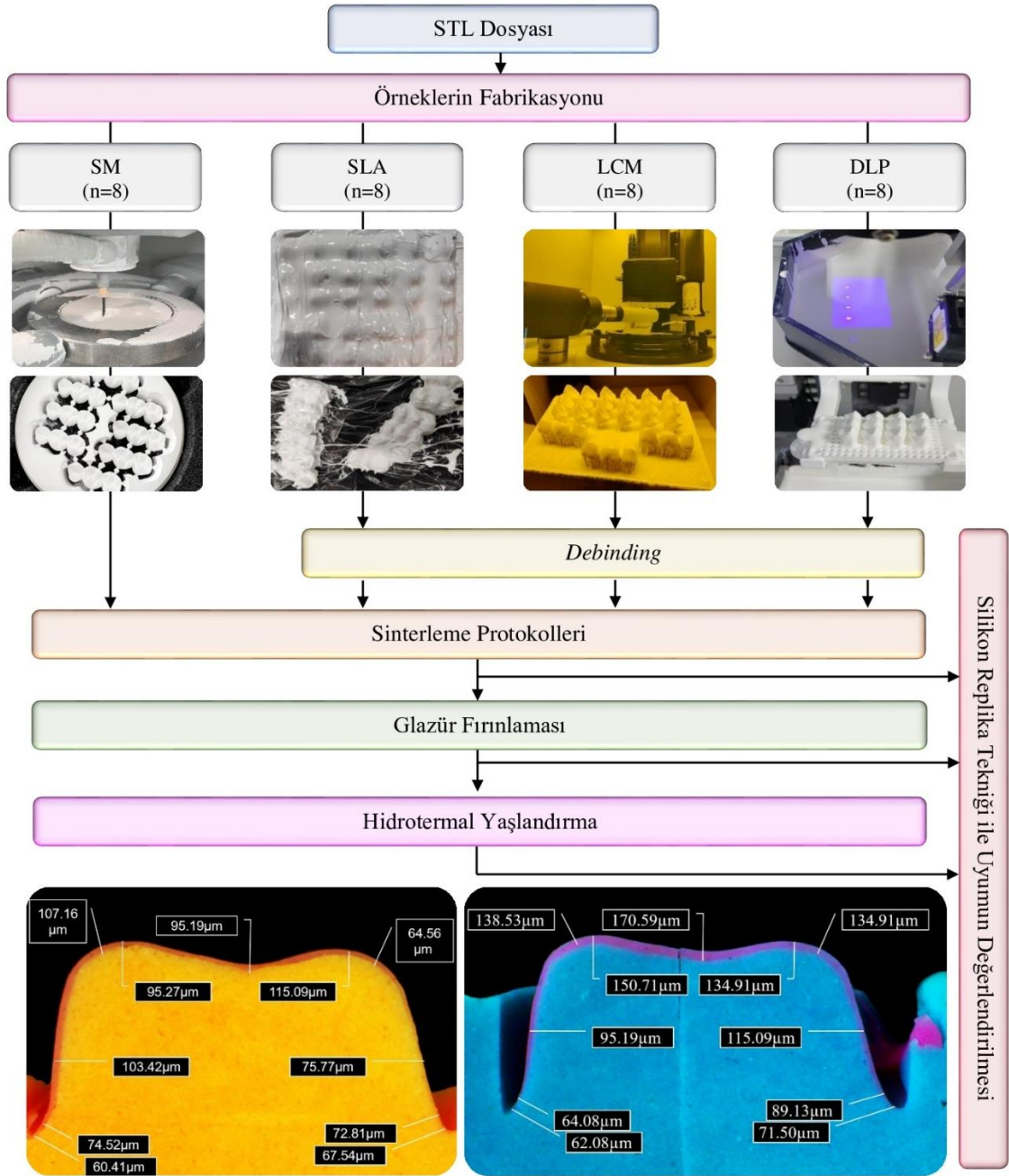


### **Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi ve Grupların Oluşturulması**

Gerekli minimum örneklem büyüklüğü, bir yazılım programı (G\*power, v.3.1.9.7; Heinrich-Heine-University Düsseldorf) kullanılarak %85 çalışma gücü, .30 etki büyüklüğü ve .05 anlamlılık düzeyi ile 8 olarak hesaplanmıştır. Bu bağlamda her grupta 8 örnek olacak şekilde 3 farklı eklemeli ve 1 SM olmak üzere 4 grup test edilmiştir. Deneysel tasarım şekli Şekil 19'da, ekipman ve üretim detayları ise Tablo 4'de gösterildiği gibidir.

Şekil 19

## Çalışmanın Deneysel Tasarımı



Tablo 4.

*Çalışmada Kullanılan Ekipmanlar ve Üretim Detayları*

Üretim Tekniği (Grup)	Teknoloji	Cihaz	Cihaz Özellikleri	Materyal Kompozisyonu
SM	Çıkarmalı	inLab MC X5 (Dentsply Sirona)	Aks Sayısı: 5 A-aksı açısı: 360 derece B-aksı açısı: +/- 30 derece Blokler: 40×19×12 mm Diskler (şekil): 98/98.5 mm (bilezikli) Diskler (kalınlık): 35mm'ye kadar	GC Initial Zirconia HT (%3 mol itriya ile stabilize zirkonya)
SLA	Eklemeli	Ceramaker C900 Flex (3D Ceram Co.)	Işık Kaynağı: UV lazer Katman Kalınlığı: 0.010 – 0.125 mm Üretim Platformu: 300×300×100 mm Çözünürlük: 35 µm	3DMix Zirconia (%3 mol itriya ile stabilize zirkonya)
LCM	Eklemeli	Cerafab S65 Medical (Lithoz GmbH)	Işık Kaynağı: LED Katman Kalınlığı: 0.010 – 0.100 mm Üretim Platformu: 102×64×320 mm Lateral Çözünürlük: 40 µm	LithaCon 3Y 210 (%3 mol itriya ile stabilize zirkonya)
DLP	Eklemeli	Zipro D (Aon Co.)	Işık Kaynağı: UV LED Katman Kalınlığı: 0.050 mm Üretim Platformu: 76.8×43.2×65 mm Maksimum Çözünürlük (XY): 0.04 mm Maksimum Çözünürlük (Z): 0.05 mm	Inni Cera (%3 mol itriya ile stabilize zirkonya)

**Örneklerin Üretim Aşaması****Çıkarmalı (Subtraktif) Üretim**

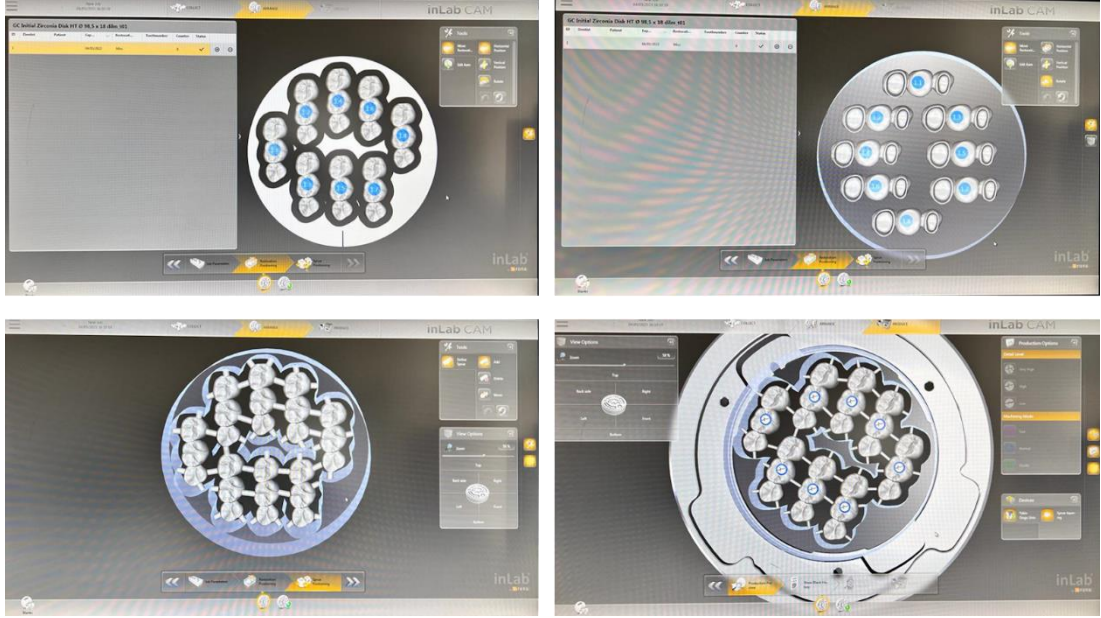
SM grubu örneklerin üretimi; pre-sinterize zirkonya diskten (GC Initial Zirconia HT; GC Corp) YDÜ, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi



Anabilim Dalı bünyesindeki 5 akslı bir frezeleme cihazında (inLab MC X5; Dentsply Sirona) gerçekleştirilmiştir (Şekil 20-23).

Şekil 20

*Tasarlanan 3-Üyeli MZR'lerin Zirkonya Disk Üzerinde Sanal Konumlandırılması*

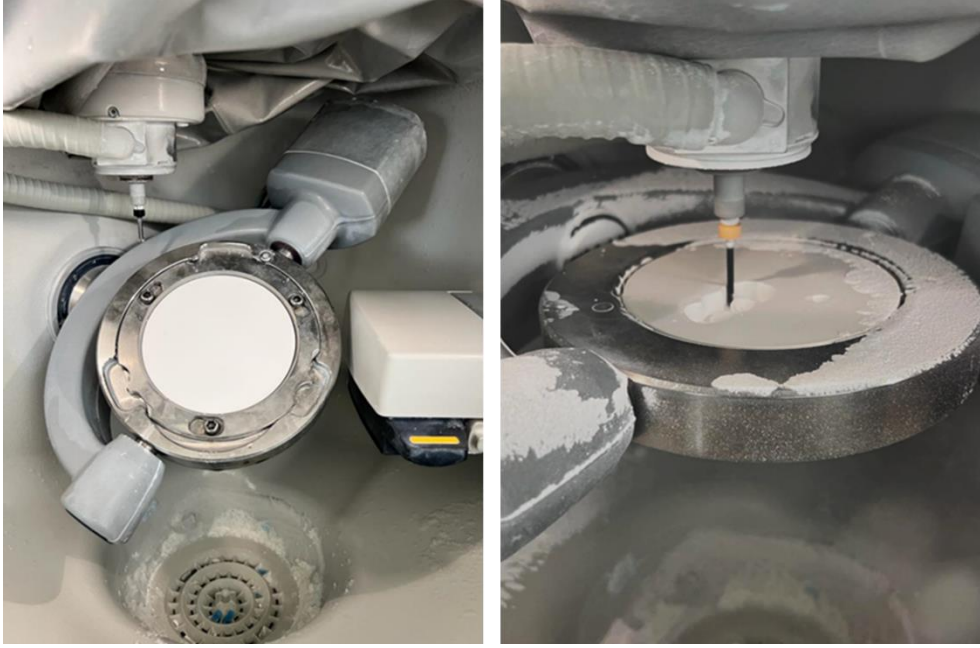


Şekil 21

*Çalışmada Kullanılan inLab MC X5 Frezeleme Cihazı ve GC Initial Zirconia HT Zirkonya Disk*



Şekil 22

*CAM Ünitesinde Zirkonya Diskin Frezelenmesi*

Şekil 23

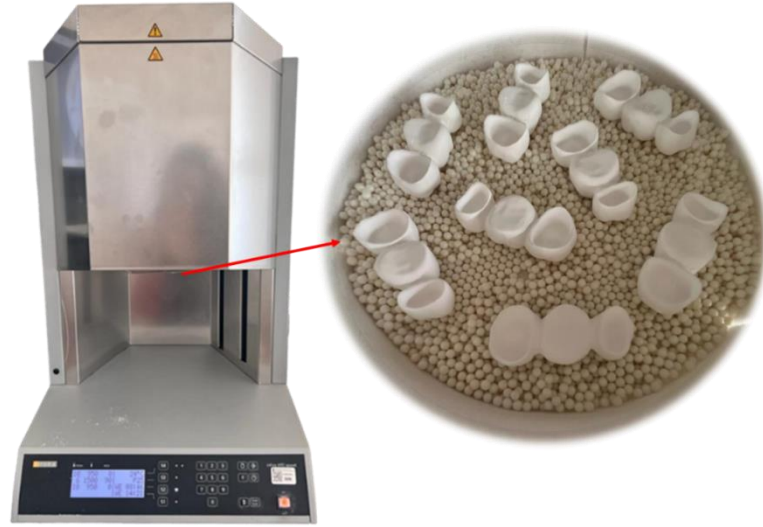
*Çıkarmalı Üretimle Elde Edilen 3-Üyeli MZR'ler*

Frezeleme sürecinin ardından elde edilen 3-üyelı MZR'ler, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1500°C'ye kadar tam yoğunluk elde etmek için sinterlenmiştir (inFire HTC speed; Dentsply Sirona) (Şekil 24-25).



Şekil 24

*Çalışmada Kullanılan inFire HTC Speed Sinter Cihazı ve Sinterleme Prosedürüne Tabi Tutulan Örnekler*



Şekil 25

*Uygulanan Sinterleme Prosedürü Sonrası SM Örneklerin Görünümü*

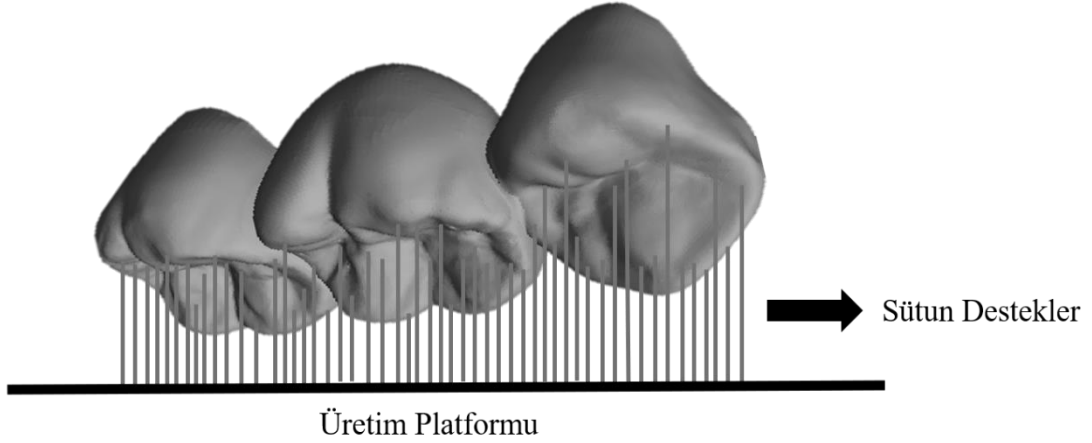


### ***Eklemeli (Aditif) Üretim***

Tüm eklemeli üretim gruplarında örnekler, standardizasyonunu sağlamak amacıyla üretim platformunda 150 derecelik açıyla ve üretim yönü oklüzal yüzeyden olacak şekilde yerleştirilerek üretilmiştir (Şekil 26).

## Şekil 26

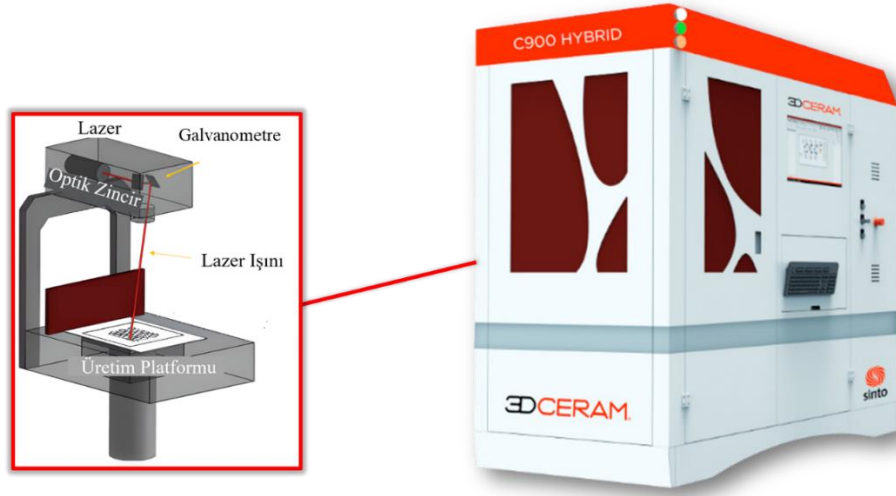
*Üretim Platformuna 150 Derecelik Açıyla ve Üretim Yönü Oklüzal Yüzeyden Olacak Şekilde Yerleştirilen Örneklerin Görünümü*



**Stereolitografi (SLA).** SLA grubu için, dijital veri dosyası özel bir laboratuvara (Creatz 3D Pte Ltd.) gönderilmiş ve örneklerin üretimi 3B yazıcı (Ceramaker C900 Flex; 3D Ceram) ile zirkonya süspansiyondan (3DMix Zirconia 3Y; 3D Ceram) toplam 14 saatte gerçekleştirilmiştir (Şekil 27-28). Yeşil-faz zirkonya örnekler daha sonra solüsyon (CeraClean; 3D Ceram) ve basınçlı hava fırçası (3D Ceram Clean Station Handpiece; 3D Ceram) kullanılarak polimerize olmamış süspansiyon kalıntılarında temizlenmiştir. Temizleme işlemini takiben örnekler tam yoğunluğa ulaşmak için 80 saat boyunca 600°C'ye kadar *debinding* (Thermconcept ROC 150) ve 19 saat boyunca 1450°C'ye kadar sinterleme (Thermconcept HTL 20/17) işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 29-30).

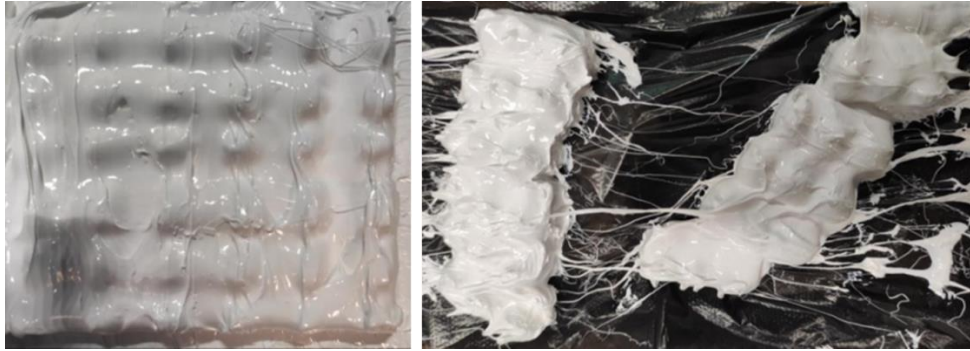
Şekil 27

*Çalışmada Kullanılan SLA Tabanlı Ceramaker C900 Flex 3B Baskı Cihazı*



Şekil 28

*SLA ile Üretilen Örneklerin Temizleme Prosedürü Öncesi Görünümü*



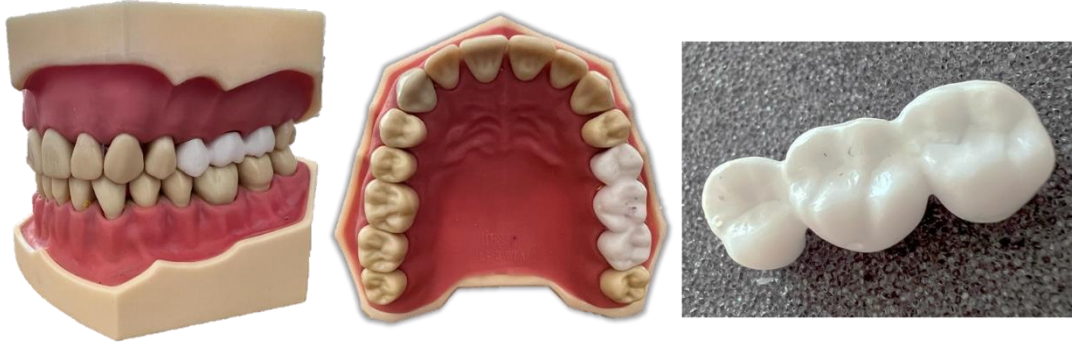
Şekil 29

*(a) SLA ile Üretilen Örneklerin Temizleme Prosedürü Sonrası Görünümü, (b) SLA ile Üretilen Örneklerin Debinding Sonrası Görünümü, (c) SLA ile Üretilen Örneklerin Sinterleme Sonrası Görünümü*



Şekil 30

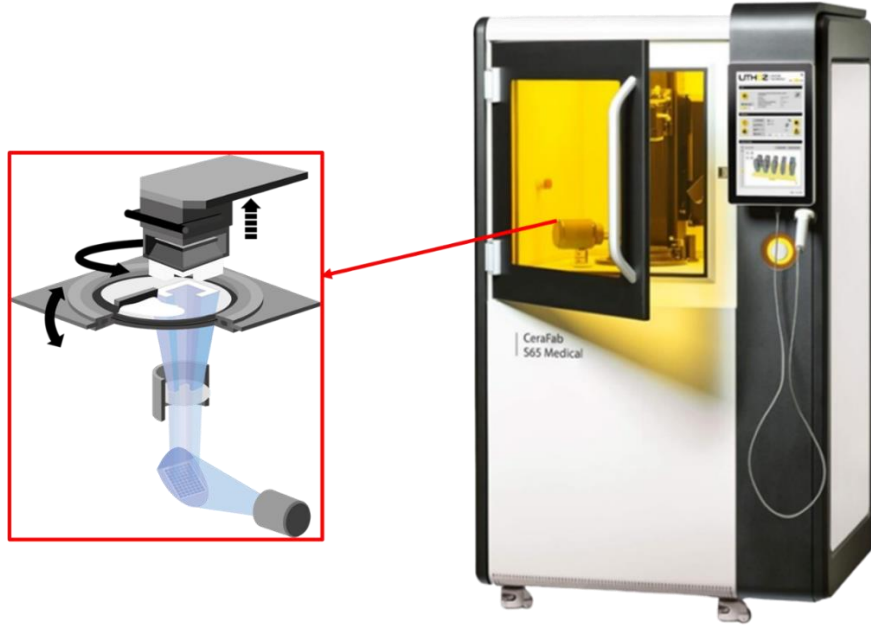
*SLA Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü*



**Litografi Tabanlı Seramik Üretimi (LCM).** LCM grubu için, dijital veri dosyası özel bir laboratuvara (CADdent GmbH) gönderilmiş ve örneklerin üretimi zirkonya süspansiyondan (LithaCon 3Y 210; Lithoz) bir 3B yazıcı (CeraFab S65 Medical; Lithoz) ile toplam 5 saat 21 dakikada gerçekleştirilmiştir (Şekil 31-34). Yeşil-faz zirkonya örnekler daha sonra özel bir solüsyon (LithaSol 30; Lithoz) ve basınçlı hava fırçası (Iwata Airbrush; Anest Iwata-Medea) kullanılarak polimerize olmamış süspansiyon kalıntılarından temizlenmiştir. Temizleme prosedürü sonrası örnekler 2 ardışık termal işleme tabi tutulmuştur: (1) 72 saat boyunca 120°C gibi düşük bir ısıda ön sinterleme (TR240; Nabertherm GmbH) işlemi; (2) 72 saat boyunca 1450°C'ye kadar tek döngülü fırınlama (*debinding* ve sinterleme) (LHTCT; Nabertherm GmbH) işlemi (Şekil 35).

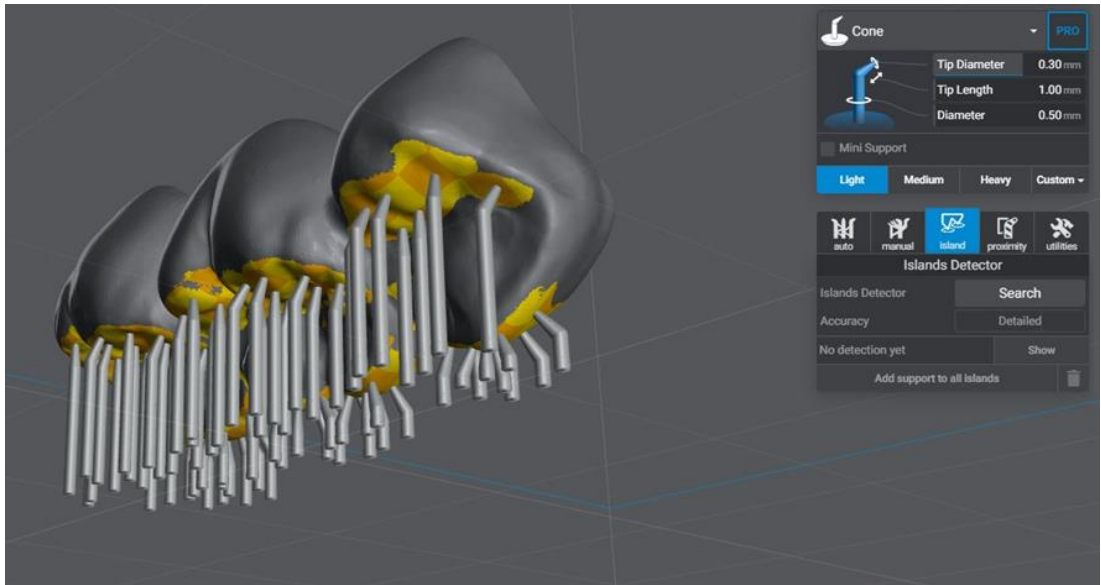
Şekil 31

*Çalışmada Kullanılan LCM Tabanlı CeraFab S65 Medical 3B Baskı Cihazı*



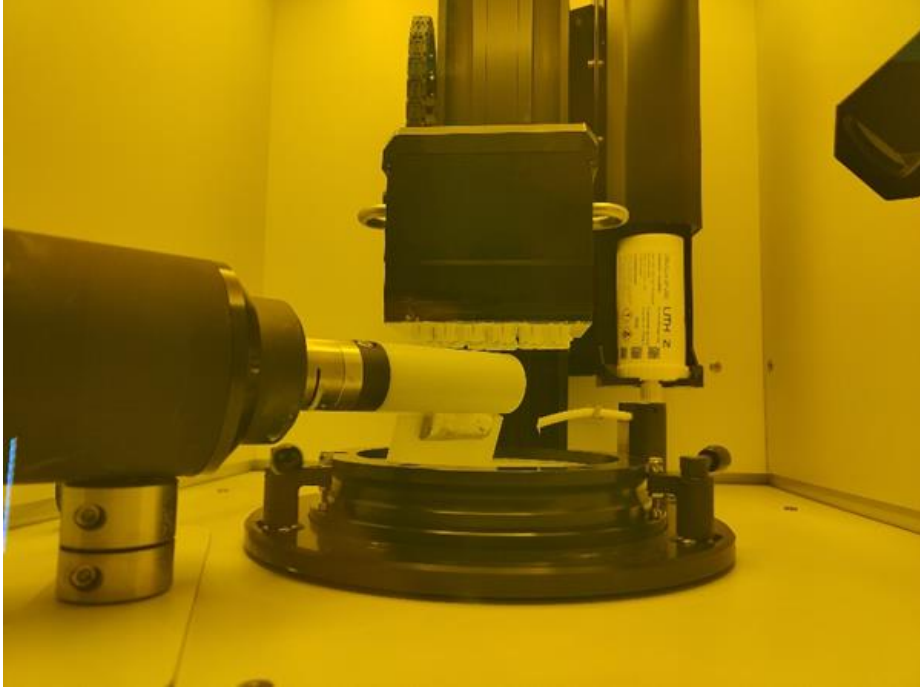
Şekil 32

*LCM ile Üretilen Örneklerin Üretim Platformunda Konumlandırılması ve Sütun Desteklerin Eklenmesi*



Şekil 33

*Cerafab S65 Medical Cihazında LCM Örneklerin Üretim Süreci*



Şekil 34

*Üretim Sonrası LCM Örneklerin Görünümü*





Şekil 35

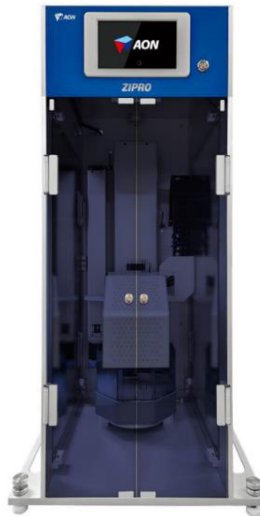
*LCM Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü*



**Dijital Işık İşleme (DLP).** DLP grubu için, dijital veri dosyası firmanın kendi laboratuvarına gönderilmiş (Aon Co., Gunpo) ve örneklerin üretimi 3B yazıcı (Zipro D; Aon) ile zirkonya süspansiyondan (Inni Cera; Aon) toplam 4 saatte gerçekleştirilmiştir (Şekil 36-39). Yeşil-faz zirkonya örnekler daha sonra %83 (yaklaşık 200 ml) etil alkol kullanılarak otomatik ve manuel prosedürlerle polimerize olmamış süspansiyon kalıntılarında temizlenmiştir. Temizleme prosedürü sonrasında örneklerin tam yoğunluğa ulaşması için 21 saat boyunca 1100°C'ye kadar *debinding* (Zirfur; Aon) ve 5 saat boyunca 1500°C'ye kadar sinterleme (LHTCT; Nabertherm GmbH) işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 40-41).

Şekil 36

*Çalışmada Kullanılan DLP Tabanlı Zipro D 3B Baskı Cihazı*



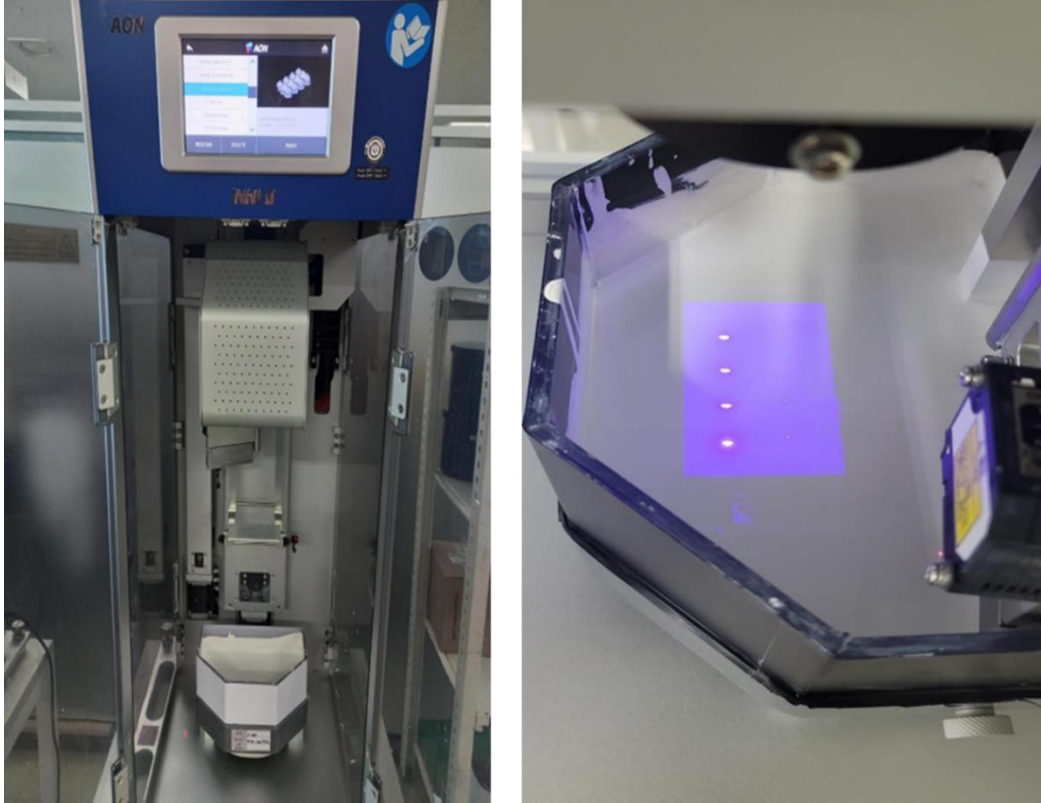
Şekil 37

*DLP ile Üretilen Örneklerin Üretim Platformunda Konumlandırılması ve Sütun Desteklerin Eklenmesi*



Şekil 38

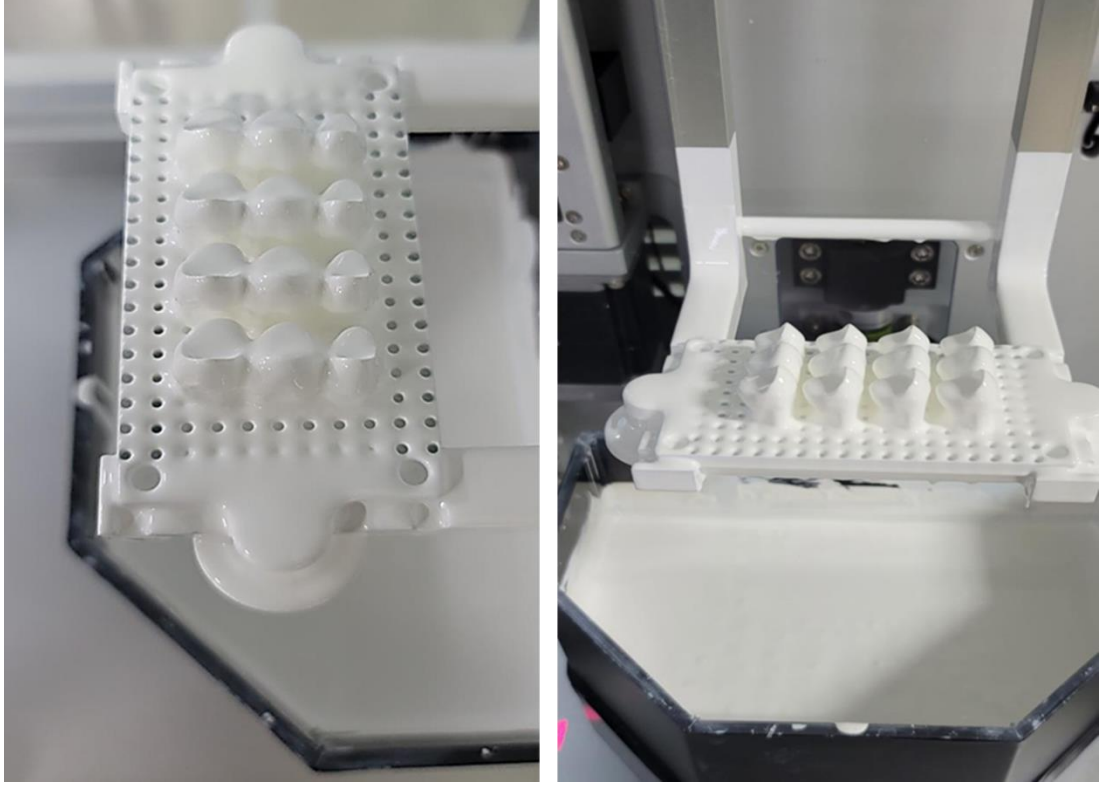
*Zipro D Cihazında DLP Örneklerin Üretim Süreci*





Şekil 39

*Üretim Sonrası DLP Örneklerin Görünümü*



Şekil 40

*DLP Örneklerle Uygulanan Debinding ve Sinterleme Prosedürleri*



Şekil 41

*DLP Örneklerin Sinterleme Sonrası Final Görünümü*

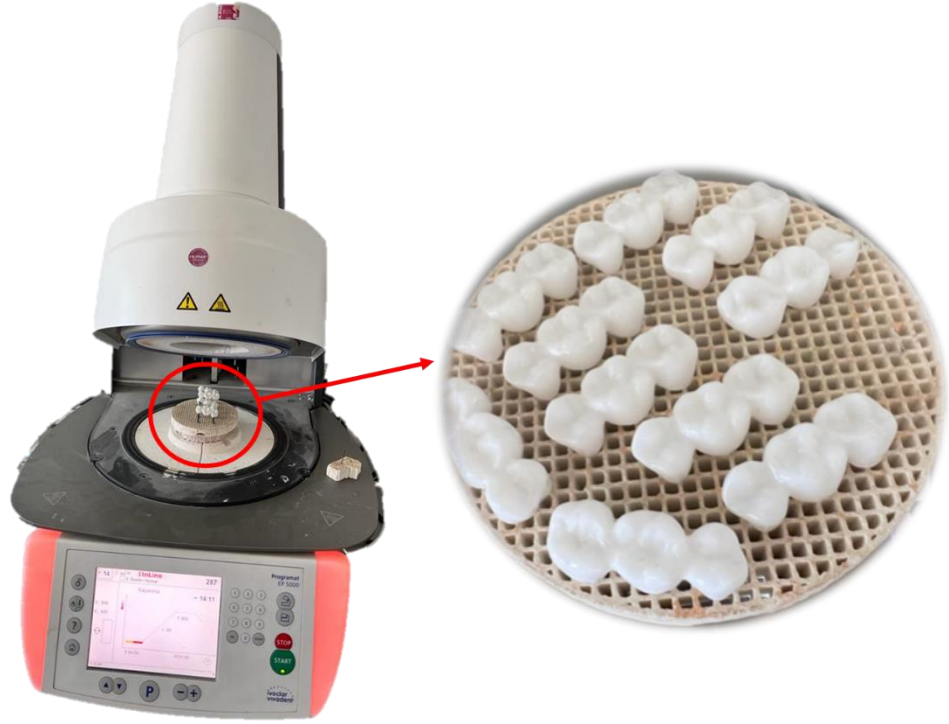


### **Sinterleme Protokolleri Sonrası Örneklerin Tabi Tutulduğu Glazür Fırınlaması ve Hidrotermal Yaşlandırma Prosedürleri**

Tüm örnek grupları, uygulanan sinterleme protokollerinden sonra; 850°C'ye kadar 30 dakika süreyle (10 dakikalık bekletme süresi) glazür fırınlamasına (Programat EP 5000; Ivoclar AG) tabi tutulmuştur (Şekil 42). Ardından ağız ortamında yaklaşık 1 yıllık dönemi simüle etmek için, tüm örnek gruplarına bir termosiklörde (SD Mechatronik GmbH) 5 ile 55 derece sıcaklıklara sahip su banyosunda 25 saniyelik bekleme süresiye 10000 siklus hidrotermal yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır (Şekil 43).

Şekil 42

*Programat EP 5000 Cihazında Örneklerin Glazür Fırınlamasına Tabi Tutulması*



Şekil 43

*Örneklerin SD Mechatronik Hidrotermal Yaşlandırma Cihazında 10000 Siklus ( $\approx 1$  yıl) Hidrotermal Yaşlandırmaya Tabi Tutulma Süreci*



## Marjinal ve İnternal Uyum Ölçümleri

### *Silikon Replika Tekniği*

Aralık ölçümleri silikon replika tekniği kullanılarak yapılmıştır. İlk olarak akıcı kıvamlı silikon malzeme (Elite HD+; Zhermack) siman aralığını taklit etmesi amacıyla otomatik karıştırıcı tabanca (Applyfix 4; Kettenbach GmbH) yardımıyla restorasyon içerisine uygulanmıştır. Restorasyon daha sonra master modeldeki ilgili abutment dişler üzerine yerleştirilmiştir. Bu aşamada, özel olarak tasarlanmış bir yük mekanizması kullanarak her bir abutmente 50 N ( $\approx$  5 kg) oklüzal kuvvet uygulanmıştır (Şekil 44).

Şekil 44

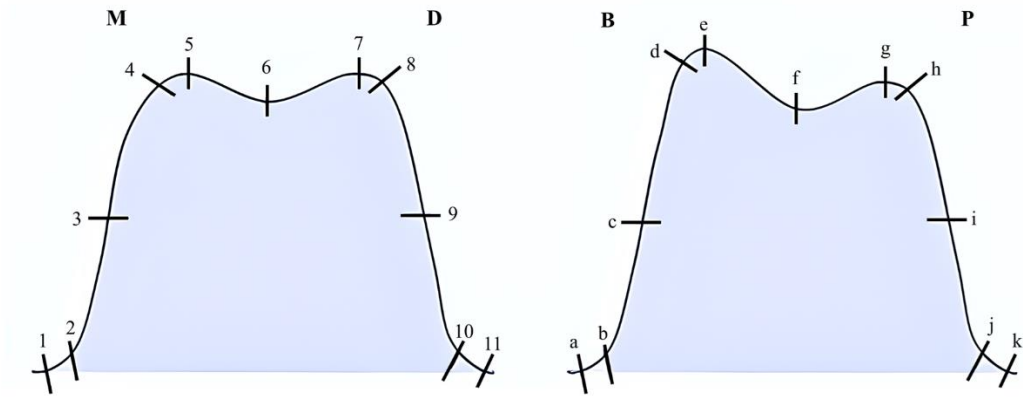
*Standart Kuvvet Uygulamak Amacıyla Kullanılan Aparey*



Akıcı kıvamlı silikon malzemenin 5 dakikalık polimerizasyon süresinden sonra, silikon replika restorasyon içerisinde kalacak şekilde master modelden dikkatlice çıkarılmıştır. Akıcı kıvamlı replikayı desteklemek ve böylece bistüri yardımıyla kesilmesini kolaylaştırmak amacıyla, restorasyonun içi yoğun kıvamlı silikon malzeme (Elite HD + Putty Soft; Zhermack) ile doldurulmuştur. Daha sonra, silikon replikalar bistüri yardımıyla mesiodistal ve bukkopalatinal kesitlere ayrılmıştır. Her bir abutment için; mesiodistal yönde 11 ve bukkopalatinal yönde 11 olmak üzere toplam 22 ölçüm noktası belirlenmiştir (Şekil 45).

Şekil 45

*Her Abutment İçin Mesiodistal ve Bukkopalatinal Yönde Belirlenmiş Ölçüm Noktaları*



### ***Marjinal ve İnternal Uyumun Stereomikroskop Altında Değerlendirilmesi***

Doğu Akdeniz Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi MBG Laboratuvarı bünyesinde bulunan bir stereomikroskop (SZ61TR; Olympus) ve yüksek hızlı kamera (CMEX-10 Pro; Euromex) kullanılarak kesitlerden  $\times 80$  magnifikasyonda dijital mikrograflar elde edilmiştir (Şekil 46). Aralık değerlerini ( $\mu\text{m}$ ) kaydetmek için stereomikroskopun bünyesinde mevcut olan ölçüm yazılımı kullanılmıştır.

Şekil 46

*Çalışmada Kullanılan Stereomikroskopun Görünümü*



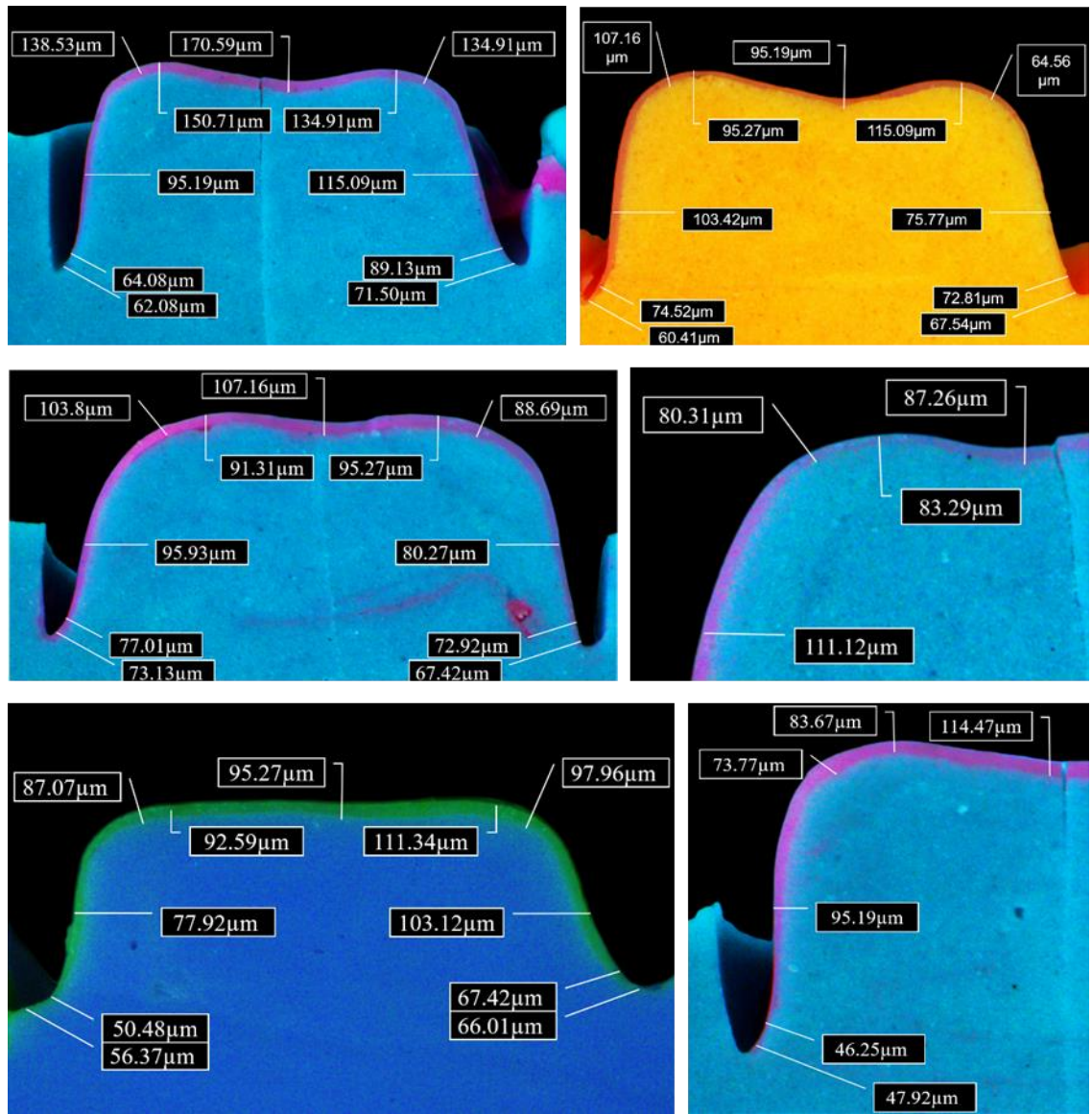


Tüm örnek gruplarının marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal uyumları; uygulanan sinterleme protokollerinden sonra, glazür fırınlamasına tabi tutulduktan sonra ve 10000 siklus ( $\approx 1$  yıl) hidrotermal yaşlandırma prosedürü uygulandıktan sonra değerlendirilmiştir (Şekil 47).

Toplamda 1536 marjinal, 768 aksiyal, 768 aksiyo-oklüzal ve 1152 oklüzal aralık değeri kaydedilmiştir.

Şekil 47

*Bukkopalatinal ve Mesiodistal Kesitlerde Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-oklüzal ve Oklüzal Ölçüm Noktalarının  $\times 80$  Magnifikasyonda Temsili Fotomikrografları*



### **Verilerin Analizi ve Yorumlanması**

Dağılımın normalliğini değerlendirmek için Shapiro-Wilk testi kullanılmış ve test normal dağılım varsayımını doğrulamıştır ( $P > .05$ ). Bu sebeple 4 grup arasındaki farklılıkları değerlendirmek için parametrik testler uygulanmıştır. Veriler, istatistiksel analiz programı (IBM SPSS Statistics, v23; IBM Corp) kullanılarak tekrarlayan ölçümlerde 2 yönlü varyans analizine (2 yönlü ANOVA) ve Bonferroni Post Hoc testine tabi tutulmuştur ( $\alpha = .05$ ).

## BÖLÜM IV

### Bulgular

Marjinal, aksiyal, aksiyο-oklüzal ve oklüzal bölgeler (tüm bölgeler) için premolar ve molar abutmentler arasındaki ortalama aralık değerleri anlamlı ölçüde farklılık göstermiştir ( $P < .001$ ). Buna göre, premolar ve molar abutmentler için elde edilen veriler ayrı ayrı analiz edilmiştir. Tekrarlayan ölçümlerde 2 yönlü ANOVA sonuçlarına göre, hem glazür×üretim tekniği (Tablo 5-6) hem de yaşlandırma×üretim tekniği (Tablo 7-8) interaksiyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $P > .05$ ).

Tablo 5.

*Premolar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Glazür×Üretim Tekniği)*

Faktör	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
<b>Marjinal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	409.506	1	409.506	5.855	0.022
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	6917.207	3	2305.736	32.464	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	104.075	3	34.692	0.496	0.688
<b>Aksiyal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	73.209	1	73.209	1.043	0.316
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	8755.386	3	2918.462	37.792	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	15.398	3	5.133	0.073	0.974
<b>Aksiyο-oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	133.460	1	133.46	2.004	0.168
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	28266.734	3	9422.245	132	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	47.451	3	15.817	0.238	0.869
<b>Oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					



Tablo 5 (Devamı).

<b>Glazür<sup>a</sup></b>	<b>265.812</b>	<b>1</b>	<b>265.812</b>	<b>8.310</b>	<b>0.007</b>
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	43392.769	3	14464.256	156.135	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	155.216	3	51.739	1.617	0.208

<sup>a</sup>Grup içi karşılaştırmalar, <sup>b</sup>Gruplar arası karşılaştırmalar

Tablo 6.

*Molar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Glazür×Üretim Tekniği)*

<b>Faktör</b>	<b>Type III Sum of Squares</b>	<b>df</b>	<b>Mean Square</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Marjinal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	194.428	1	194.428	4.338	0.047
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	5310.807	3	1770.269	41.872	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	157.146	3	52.382	1.169	0.339
<b>Aksiyal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	78.743	1	78.743	0.914	0.347
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	6187.167	3	2062.389	14.149	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	4.367	3	1.456	0.017	0.997
<b>Aksiyo-oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	202.528	1	202.528	2.963	0.096
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	35917.783	3	11972.594	115.838	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	43.316	3	14.439	0.211	0.888
<b>Oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Glazür<sup>a</sup></b>	174.801	1	174.801	2.127	0.156
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	38030.180	3	12676.727	114.28	0.000
<b>Glazür×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	130.193	3	43.398	0.528	0.667

<sup>a</sup>Grup içi karşılaştırmalar, <sup>b</sup>Gruplar arası karşılaştırmalar

Tablo 7.

*Premolar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Yaşlandırma×Üretim Tekniği)*

<b>Faktör</b>	<b>Type III Sum of Squares</b>	<b>df</b>	<b>Mean Square</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Marjinal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Yaşlandırma<sup>a</sup></b>	406.778	1	406.778	8.074	0.008
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	6618.112	3	2206.037	17.807	0.000
<b>Yaşlandırma×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	124.053	3	41.351	0.821	0.493
<b>Aksiyal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Yaşlandırma<sup>a</sup></b>	273.282	1	273.282	3.173	0.086
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	8523.970	3	2841.323	43.731	0.000
<b>Yaşlandırma×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	47.472	3	15.824	0.184	0.907
<b>Aksiyo-oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Yaşlandırma<sup>a</sup></b>	211.557	1	211.557	1.969	0.172
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	28450.294	3	9483.431	63.963	0.000
<b>Yaşlandırma×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	65.696	3	21.899	0.204	0.893
<b>Oklüzal Aralık Değerlendirilmesi</b>					
<b>Yaşlandırma<sup>a</sup></b>	1176.147	1	1176.147	7.337	0.011
<b>Üretim Tekniği<sup>b</sup></b>	49218.644	3	16406.215	98.296	0.000
<b>Yaşlandırma×Üretim Tekniği<sup>a</sup></b>	249.361	3	83.120	0.519	0.673

<sup>a</sup>Grup içi karşılaştırmalar, <sup>b</sup>Gruplar arası karşılaştırmalar

Tablo 8.

*Molar Abutment Verileri Üzerinde Tekrarlayan Ölçümlerde 2 Yönlü ANOVA Testi (Yaşlandırma×Üretim Tekniği)*

<b>Faktör</b>	<b>Type III Sum of Squares</b>	<b>df</b>	<b>Mean Square</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
---------------	--------------------------------	-----------	--------------------	----------	----------

Tablo 8 (Devamı).

Marjinal Aralık Değerlendirilmesi					
Yaşlandırma <sup>a</sup>	186.425	1	186.425	2.405	0.132
Üretim Tekniği <sup>b</sup>	5323.998	3	1774.666	21.960	0.000
Yaşlandırma×Üretim Tekniği <sup>a</sup>	91.324	3	30.441	0.393	0.759
Aksiyal Aralık Değerlendirilmesi					
Yaşlandırma <sup>a</sup>	132.221	1	132.221	1.67	0.207
Üretim Tekniği <sup>b</sup>	5518.801	3	1839.600	22.371	0.000
Yaşlandırma×Üretim Tekniği <sup>a</sup>	55.332	3	18.444	0.233	0.873
Aksiyo-oklüzal Aralık Değerlendirilmesi					
Yaşlandırma <sup>a</sup>	713.624	1	713.624	1.774	0.194
Üretim Tekniği <sup>b</sup>	39214.801	3	13071.600	45.457	0.000
Yaşlandırma×Üretim Tekniği <sup>a</sup>	159.441	3	53.147	0.132	0.940
Oklüzal Aralık Değerlendirilmesi					
Yaşlandırma <sup>a</sup>	403.206	1	403.206	4.712	0.039
Üretim Tekniği <sup>b</sup>	38711.889	3	12903.963	132.366	0.000
Yaşlandırma×Üretim Tekniği <sup>a</sup>	125.547	3	41.849	0.489	0.693

<sup>a</sup>Grup içi karşılaştırmalar, <sup>b</sup>Gruplar arası karşılaştırmalar

Dört grubun ortalama aralık ve standart sapma değerleri Şekil 48-51'de ve Tablo 9-12'de gösterilmiştir. Tüm grupların marjinal aralık değerlerinin 120 µm'den düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Glazür değişkeni, premolar abutmentin marjinal (P=.022) ve oklüzal (P=.007) aralık değerlerinin yanı sıra; molar abutmentin marjinal aralık değerlerini (P=.047) de anlamlı ölçüde etkilemiştir. Her iki abutmentteki tüm ölçüm noktaları için, üretim tekniği değişkeni; aralık değerlerini anlamlı ölçüde etkilemiştir (P<.001). Bonferroni post hoc testine göre üretim teknikleri arasındaki farklılıklar premolar abutment için Tablo 9'da gösterilip Şekil 48'de şematize edilirken; molar abutment için ise

Tablo 10’da gösterilip Şekil 49’da şematize edilmiştir. LCM grubu en düşük aralık değerlerine sahipken, bunu sırasıyla SLA, SM ve DLP grupları izlemiştir.

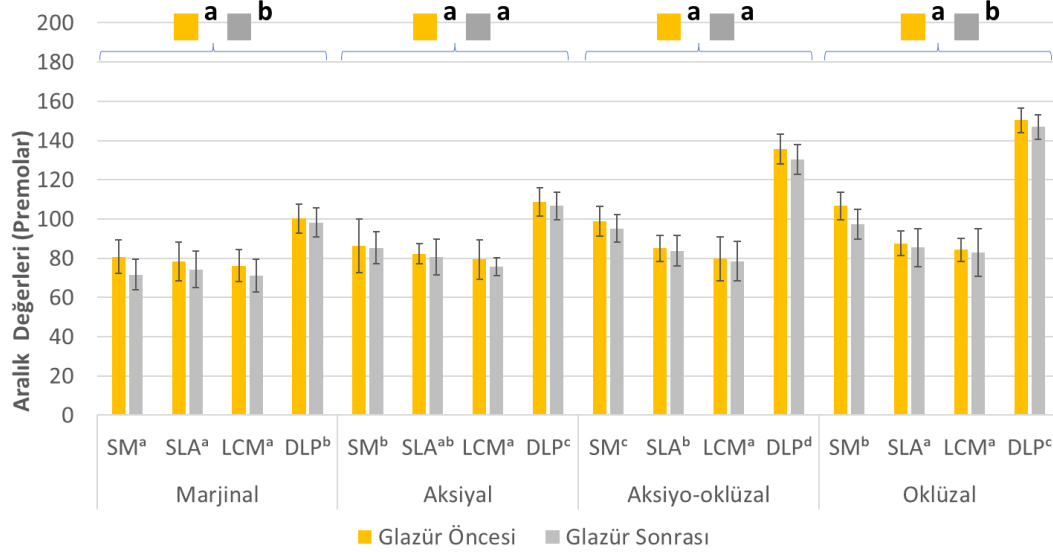
Tablo 9.

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Premolar Abutmentin Aralık Değerleri*

Ölçüm Noktaları	Grup	Premolar Abutment				SD	SD	
		Glazür Öncesi	Glazür Sonrası					
<b>Marjinal</b>	SM <sup>a</sup>	80.72	71.67	8.52	7.78	76.195	a	
	SLA <sup>a</sup>	78.31	74.27	9.79	9.23	76.29	a	
	LCM <sup>a</sup>	76.2	71.11	8.22	8.49	73.655	a	
	DLP <sup>b</sup>	100.29	98.24	7.39	7.45	99.265	b	
<b>Aksiyal</b>	SM <sup>b</sup>	86.45	85.32	13.6	8.23	85.885	b	
	SLA <sup>ab</sup>	82.22	80.62	5.11	9.28	81.42	ab	
	LCM <sup>a</sup>	79.39	75.65	10.1	4.61	77.52	a	
	DLP <sup>c</sup>	108.79	106.69	7.18	7.11	107.74	c	
<b>Aksiyo-oklüzal</b>	SM <sup>c</sup>	98.84	95.1	7.55	6.98	96.97	c	
	SLA <sup>b</sup>	85.06	83.81	6.63	7.68	84.435	b	
	LCM <sup>a</sup>	79.78	78.52	11.2	10.21	79.15	a	
	DLP <sup>d</sup>	135.68	130.38	7.56	7.56	133.03	d	
<b>Oklüzal</b>	SM <sup>b</sup>	106.68	97.32	7.13	7.68	102	b	
	SLA <sup>a</sup>	87.59	85.4	6.3	9.53	86.495	a	
	LCM <sup>a</sup>	84.41	82.9	5.88	12.05	83.655	a	
	DLP <sup>c</sup>	150.27	147.03	6.26	6.26	148.65	c	

Şekil 48

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Premolar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafıksel Gösterimi*



Tablo 10.

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Molar Abutmentin Aralık Değerleri*

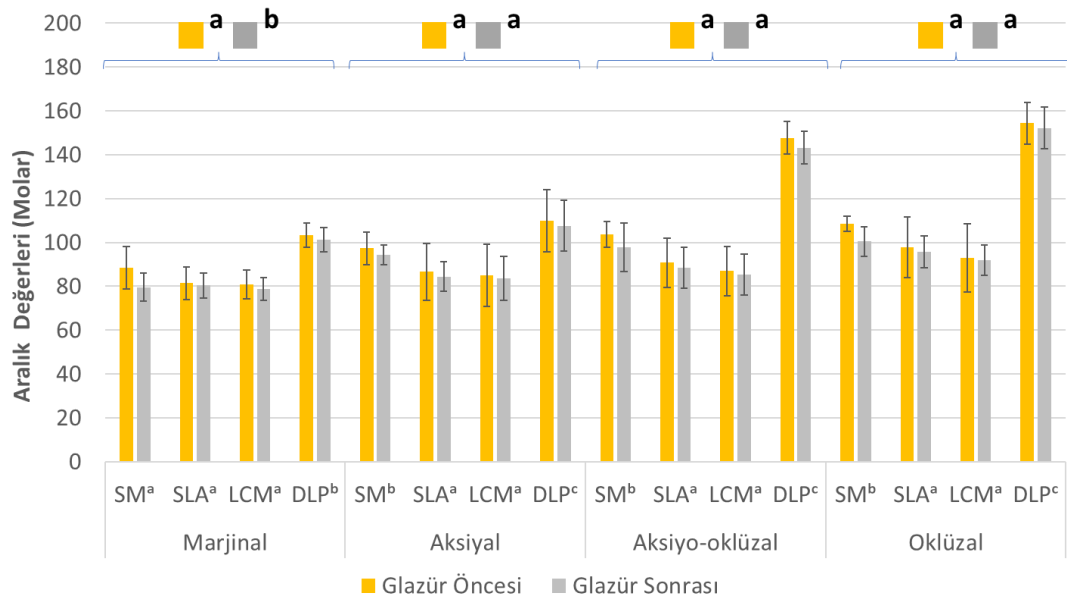
Molar Abutment						
Ölçüm Noktaları	Grup	Glazür Öncesi	Glazür Sonrası	SD	SD	
<b>Marjinal</b>	SM <sup>a</sup>	88.46	79.6	9.53	6.27	84.03 a
	SLA <sup>a</sup>	81.37	80.37	7.38	5.61	80.87 a
	LCM <sup>a</sup>	80.85	78.71	6.67	5.16	79.78 a
	DLP <sup>b</sup>	103.26	101.32	5.56	5.50	102.29 b
<b>Aksiyal</b>	SM <sup>b</sup>	97.29	94.36	7.39	4.59	95.825 b
	SLA <sup>a</sup>	86.58	84.42	13.1	6.71	85.5 a
	LCM <sup>a</sup>	85.06	83.59	14.2	9.99	84.325 a
	DLP <sup>c</sup>	109.93	107.61	14.2	11.48	108.77 c
<b>Aksiyo-oklüzal</b>	SM <sup>b</sup>	103.63	97.93	5.83	11.03	100.78 b
	SLA <sup>a</sup>	90.75	88.54	11.1	9.27	89.645 a

Tablo 10 (Devamı).

	LCM <sup>a</sup>	86.97	85.24	11.2	9.28	86.105	a
	DLP <sup>c</sup>	147.74	143.14	7.42	7.42	145.44	c
<b>Oklüzal</b>	SM <sup>b</sup>	108.66	100.46	3.47	6.66	104.56	b
	SLA <sup>a</sup>	97.68	95.82	13.9	7.19	96.75	a
	LCM <sup>a</sup>	92.89	91.87	15.5	7.02	92.38	a
	DLP <sup>c</sup>	154.36	152.21	9.55	9.55	153.285	c

Şekil 49

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Glazür Öncesi ve Sonrası Dönemde Molar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafıksel Gösterimi*



Yaşlanma değişkeni, premolar abutmentin marjinal (P=.008) ve oklüzal (P=.011) aralık değerlerinin yanı sıra; molar abutmentin oklüzal aralık değerlerini de anlamlı ölçüde etkilemiştir (P=.039). Her iki abutmentteki tüm ölçüm noktaları için, üretim tekniği değişkeni; aralık değerlerini anlamlı ölçüde etkilemiştir (P<.001). Bonferroni post hoc testine göre üretim teknikleri arasındaki farklılıklar premolar abutment için Tablo 11’de gösterilip Şekil 50’de şematize edilirken; molar abutment için ise Tablo 12’de gösterilip Şekil 51’de şematize edilmiştir. En düşük aralık değerlerini LCM grubu, en yüksek değerlerini ise DLP grubu sergilemiştir.

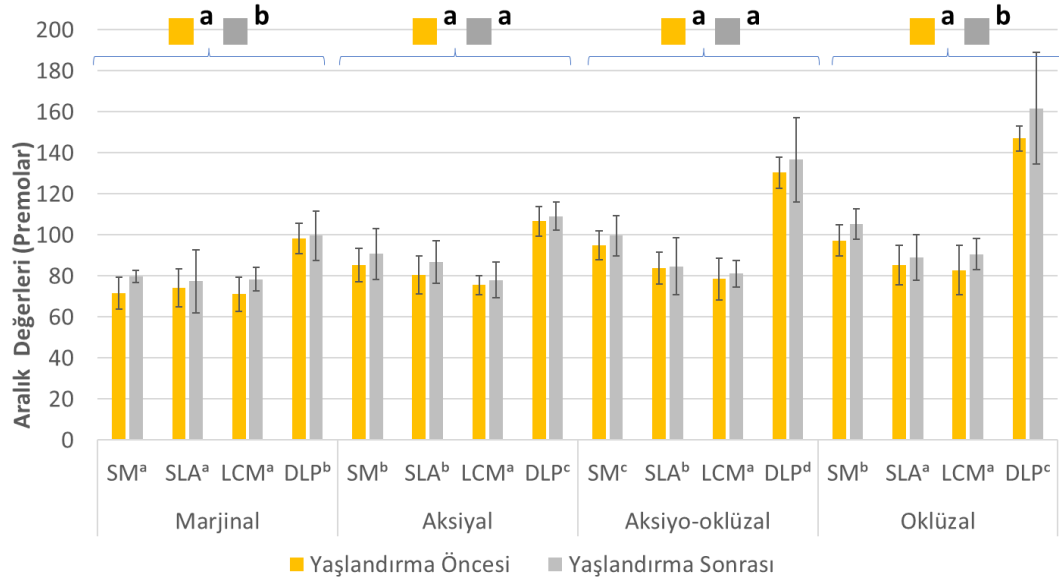
Tablo 11.

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Premolar Abutmentin Aralık Değerleri*

Premolar Abutment							
Ölçüm Noktaları	Grup	Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	SD	SD		
<b>Marjinal</b>	SM <sup>a</sup>	71.67	79.77	7.78	3.07	75.72	a
	SLA <sup>a</sup>	74.27	77.45	9.23	15.4	75.86	a
	LCM <sup>a</sup>	71.11	78.47	8.49	5.74	74.79	a
	DLP <sup>b</sup>	98.24	99.64	7.45	12	98.94	b
<b>Aksiyal</b>	SM <sup>b</sup>	85.32	90.74	8.23	12.3	88.03	b
	SLA <sup>b</sup>	80.62	86.87	9.28	10.2	83.745	b
	LCM <sup>a</sup>	75.65	78.1	4.61	8.75	76.875	a
	DLP <sup>c</sup>	106.69	109.11	7.11	6.8	107.9	c
<b>Aksiyo-oklüzal</b>	SM <sup>c</sup>	95.1	99.72	6.98	9.88	97.41	c
	SLA <sup>b</sup>	83.81	84.72	7.68	13.9	84.265	b
	LCM <sup>a</sup>	78.52	81.22	10.21	6.46	79.87	a
	DLP <sup>d</sup>	130.38	136.69	7.56	20.5	133.54	d
<b>Oklüzal</b>	SM <sup>b</sup>	97.32	105.36	7.68	7.4	101.34	b
	SLA <sup>a</sup>	85.4	89.14	9.53	11.1	87.27	a
	LCM <sup>a</sup>	82.9	90.66	12.05	7.55	86.78	a
	DLP <sup>c</sup>	147.03	161.77	6.26	27.2	154.4	c

Şekil 50

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Premolar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafıksel Gösterimi*



Tablo 12.

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Molar Abutmentin Aralık Değerleri*

Molar Abutment						
Ölçüm Noktaları	Grup	Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	SD	SD	
Marjinal	SM <sup>a</sup>	79.6	87.1	6.27	12.1	83.35 a
	SLA <sup>a</sup>	80.37	81.91	5.61	13.7	81.14 a
	LCM <sup>a</sup>	78.71	81.23	5.16	6.63	79.97 a
	DLP <sup>b</sup>	101.32	103.41	5.50	11.3	102.37 b
Aksiyal	SM <sup>b</sup>	94.36	99.32	4.59	7.16	96.84 b
	SLA <sup>a</sup>	84.42	88.79	6.71	6.22	86.605 a
	LCM <sup>a</sup>	83.59	85.33	9.99	14.7	84.46 a
	DLP <sup>c</sup>	107.61	108.04	11.48	6.57	107.83 c

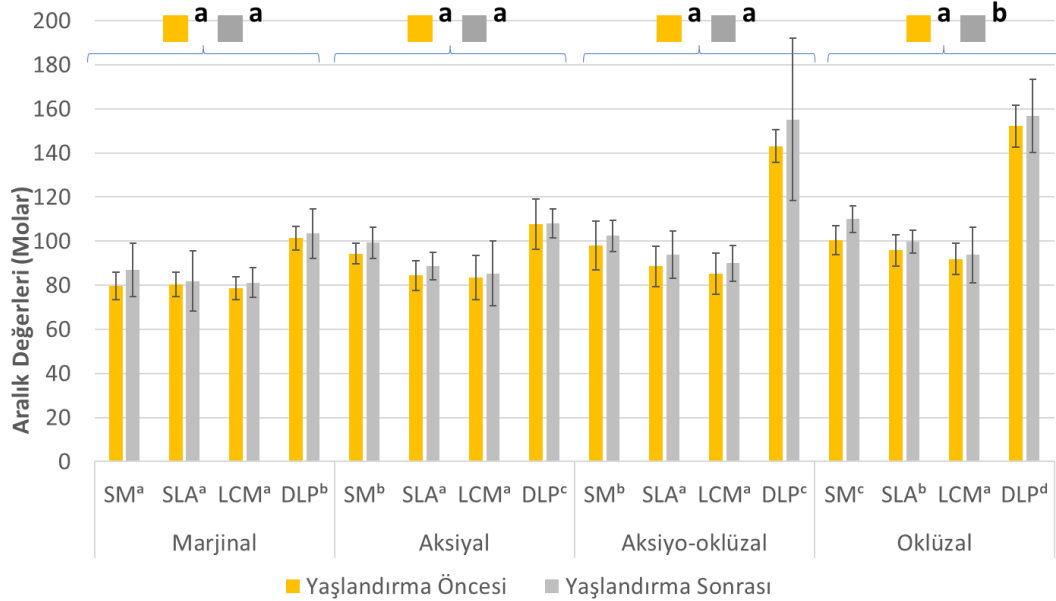


Tablo 12 (Devamı).

<b>Aksiyo- oklüzal</b>	SM <sup>b</sup>	97.93	102.37	11.03	6.99	100.15	b
	SLA <sup>a</sup>	88.54	94	9.27	10.7	91.27	a
	LCM <sup>a</sup>	85.24	89.95	9.28	8.15	87.595	a
	DLP <sup>c</sup>	143.14	155.24	7.42	36.7	149.19	c
<b>Oklüzal</b>	SM <sup>c</sup>	100.46	110.03	6.66	6.06	105.25	c
	SLA <sup>b</sup>	95.82	99.78	7.19	5.19	97.8	b
	LCM <sup>a</sup>	91.87	93.82	7.02	12.7	92.845	a
	DLP <sup>d</sup>	152.21	156.8	9.55	16.5	154.51	d

Şekil 51

*Bonferroni Post Hoc Testine Göre Yaşlandırma Prosedürü Öncesi ve Sonrasında Molar Abutmentin Aralık Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi*



## BÖLÜM V

### Tartışma

Bu in-vitro çalışmada, glazür fırınlaması ve hidrotermal yaşlandırmanın SM, SLA, LCM ve DLP teknikleri kullanılarak üretilen 3-üyelı MZR'lerin marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal uyumu üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda; glazür fırınlaması ve hidrotermal yaşlandırma işlemlerinin belirli ölçüm noktalarındaki aralık değerlerini anlamlı ölçüde etkilediği gözlemlenmiştir. Ayrıca marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal bölgelerden gerçekleştirilen ölçümlerde; üretim teknikleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Böylelikle, glazür fırınlaması ve hidrotermal yaşlandırmanın marjinal ve internal uyum doğruluğu üzerindeki etkisiyle ilişkili olarak SM (kontrol) grubu ve eklemeli (test grupları) (SLA, LCM ve DLP) arasında anlamlı bir fark gözlenmeyeceği ve 4 grup arasında uyum doğruluğu açısından anlamlı bir fark olmayacağı yönündeki çalışmamızın boş hipotezleri reddedilmiştir.

Sabit bölümlü protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumu klinik başarı için oldukça önem taşımaktadır (Faruqi vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Lerner vd., 2021). Uyumsuz restorasyonlar; abutment diş, çevre dokular ve restorasyon üzerinde çeşitli biyolojik ve mekanik komplikasyonlara sebep olabilmektedir (Refaie vd., 2023; Rues vd., 2023; Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022). Literatürde, kabul edilebilir marjinal aralık değeri konusunda birçok çalışma yapılmış; ancak halen bu konuda fikir birliği sağlanamamıştır. ADA N.8 spesifikasyonunda tip 1 yapıştırma simanlarının kalınlığının 25 µm'yi; tip 2 yapıştırma simanlarının kalınlığının ise 40 µm'yi aşmaması gerektiğini bildirilmiştir (Shivaraman, 2023; Wang & Sun, 2021; Revilla-León vd., 2020b; Nawafleh vd., 2013). Ancak yapılan çalışmalar bu hedefe ulaşabilmenin oldukça güç olduğunu göstermiştir. Öte yandan 50 ile 120 µm arasındaki marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (Shivaraman, 2023). Marjinal aralık değerleri ile ilgili en kapsamlı çalışma McLean ve von Fraunhofer (1971) tarafından gerçekleştirilmiş olup, yazarlar 5 yıl boyunca 1000'den fazla restorasyon üzerinde yürüttükleri çalışma sonucunda tolere edilebilir maksimum marjinal aralık değerinin

120 µm olduğunu bildirmiştir. Söz konusu araştırmacılar tarafından önerilen 120 µm sınırı birçok araştırmacı ve klinisyen tarafından tolere edilebilir maksimum marjinal aralık değeri olarak kabul edilmektedir (Lüchtenborg vd., 2022; Lyu vd., 2023a; Igret vd., 2023; Lee vd., 2023; R. Li vd., 2019). Buna dayanarak 120 µm eşik sınırı çalışmamızda kabul edilebilir maksimum marjinal aralık değeri olarak referans alınmıştır. Çalışmamızda tercih edilen dört teknik ile üretilmiş tüm restorasyonların; marjinal aralık değerleri 120 µm altında olduğundan klinik olarak kabul edilebilir oldukları sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmada, çıkarmalı üretim tekniği klinik olarak kabul edilebilir aralık değerleri sergilemiştir. Ancak aksiy-oklüzal ve oklüzal bölgelerde diğer ölçüm bölgelerine kıyasla daha yüksek aralık değerleri gözlenmiştir. Elde edilen bu bulgu literatürde mevcut diğer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir (Çin vd., 2023; Alsarani vd., 2023; Boonnithi & Anunmana, 2020). Aksiy-oklüzal ve oklüzal bölgenin; oluklu, girintili-çıkıntılı kavisli yüzeylere sahip düzensiz ve karmaşık topografisi ve çıkarmalı üretimde kullanılan frezlerin boyut ve geometrik yapıları ile sınırlı olan yüzey çözünürlüğü sonucu söz konusu bölgelerin yuvarlak bir şekilde frezelenmesi, bu değerlerin olası sebepleri olarak düşünülebilmektedir (B. Li vd., 2023; Cho vd., 2023; Camargo vd., 2022; Kim vd., 2022; Abualsaud & Alalawi, 2022; Lerner vd., 2021; Li vd., 2020). Ayrıca, oklüzal bölge frezelemesinin en son tamamlanması ve o aşamaya gelene kadar frezlerin uç kısımlarının yoğun abrazyona maruz kalması, SM grubunun aksiy-oklüzal ve oklüzal aralık değerlerindeki artışı kısmen açıklamaktadır (Kim vd., 2022).

Çalışmamızın sonuçları ayrıca DLP grubunun; SM, LCM ve SLA gruplarına kıyasla daha yüksek aralık değerleri sunduğunu belirlemiştir. Bu bulgu literatürdeki diğer çalışmalarla tutarlıdır (Cameron vd., 2024; Lyu vd., 2023a; Lüchtenborg vd., 2022) ve birkaç faktöre bağlanabilmektedir: (1) DLP teknolojisi kullanılarak üretilen numuneler, uyumu etkileyebilecek anizotropik sinterleme büzülmesine maruz kalmış olabilir (Lüchtenborg vd., 2022; Wang & Sun, 2021; Li vd., 2020; R. Li vd., 2019). Bunun sebebi, üretimde kullanılan zirkonya süspansiyonun içeriğindeki organik ve katı içerik miktarları olarak düşünülebilmektedir (Li vd., 2020; Methani vd., 2019). Süspansiyon içerisindeki organik içerik miktarındaki artış; *debinding* ve sinterleme esnasında daha fazla organik içerik buharlaşmasına sebep olmakta ve bu durum ciddi

oranda büzülmeye yol açmaktadır (Bove vd., 2022; X. Zhang vd., 2020; Della Bona vd., 2021). Buna ek olarak, zirkonya numunelerin katman katman üretiminde, her katmandaki nanopartiküller tarafından meydana gelen ışık saçılması nedeniyle katmanların istenmeyen polimerizasyonundan kaynaklanan basamak etkisi fenomeni de anizotropik sinterleme büzülmesinin bir sebebi olarak düşünülebilmektedir (Dewan, 2023; Lüchtenborg vd., 2022; Lakhdar vd., 2021). (2) Dijital ayna cihazı tarafından tüm bir katmanın tek seferde polimerizasyonu, doğruluğun azalmasına yol açmış olabilir (Branco vd., 2023; Lüchtenborg vd., 2022). (3) 1 görüntü noktası (piksel) 1 mikro-aynaya karşılık geldiğinden ve DMD cihazında bu mikro-aynalardan sınırlı sayıda bulunduğundan, yapı platformu boyutunun artırılması X ve Y eksenleri boyunca kenar uzunluklarını artırarak doğruluğun azalmasına neden olmuş olabilir (Schweiger vd., 2021). (4) DLP tabanlı baskı cihazlarında üretim doğruluğunu etkileyen başka bir faktör olan geometrik aşırı büyüme meydana gelmiş olabilir. Söz konusu bu fenomen, zirkonya süspansiyonun fotopolimerizasyonu sırasında meydana gelen ışık saçılmasının bir sonucu olarak ortamın aşırı polimerizasyonuna sebebiyet vermektedir (Kang vd., 2022; Sun vd., 2020; X. Zhang vd., 2020). Işık saçılması, zirkonyanın yüksek kırılma indeksi, polikristalin tane yapısı ve nispeten büyük tane boyutunun bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır (Kang vd., 2020; Jang vd., 2019; Mitteramskogler vd., 2014). (5) DLP geniş bir alanın hızlı bir şekilde basılmasını sağlamaktadır (Branco vd., 2023). Bununla birlikte, lazer ışını geniş alanlı bir desen maskesini aktarmak için bir lensten geçerken, meydana gelebilecek lens distorsiyonu, lazer ışınının düzlüğünü etkileyerek nihai ürünün doğruluğunu azaltmış olabilir (Moon vd., 2022).

Lee vd. (2024) SLA ve DLP teknolojileri ile üretilen tek üyeli monolitik zirkonya restorasyonların doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmada her iki teknolojinin de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ancak bu çalışmada elde edilen bulguların aksine; DLP'nin SLA'ya kıyasla daha yüksek internal yüzey doğruluğu sergilediğini rapor etmişlerdir. Söz konusu çalışmada SLA'nın DLP'ye kıyasla daha yüksek marjinal uyum değerleri sergilemesi; bu farklı bulguların olası sebebi olarak düşünülebilmektedir. Marjinal alanda meydana gelen sıkı uyum, restorasyonun abutment dişler üzerine yerleşmesini engellemiş ve internal aralık değerlerinin yükselmesine sebebiyet vermiş olabilir.

Bu çalışmada SLA ve LCM teknikleriyle üretilen MZR'ler, diğer çalışmalarla tutarlı olarak, marjinal ve internal uyum açısından klinik gereklilikleri karşılamıştır (Cameron vd., 2024; Refaie vd., 2023; Igret vd., 2023; B. Li vd., 2023; Abualsaud & Alalawi, 2022; Kim vd., 2022; Lerner vd., 2021; Wang & Sun, 2021; Wang vd., 2019). Ancak, SLA için klinik olarak kabul edilemeyen marjinal ve internal aralık değerleri bildirilen çalışmalar da literatürde mevcuttur (Revilla-León vd., 2020b; R. Li vd., 2019).

Revilla-León vd. (2020b) çıkarmalı ve SLA tabanlı eklemeli üretim teknolojisi ile elde edilen tek üye MZR'lerin marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında; SLA ile üretilen MZR'lerin marjinal ve internal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olmadığını bildirmiştir. Öte yandan R. Li vd. (2019) SLA ile üretilen tek üye MZR'lerin marjinal ve internal uyumlarının klinik olarak uygulanabilir düzeyde olmadığını rapor etmiştir.

Revilla-León vd. (2020b) ile bu çalışmada SLA için aynı firmaya ait zirkonya süspansiyon, baskı cihazı ve ölçüm yöntemi kullanılmış olunmasına rağmen elde edilen farklı sonuçların olası sebepleri arasında; (1) STL verilerin elde edilmesinde kullanılan tarayıcı ve yazılım programındaki farklılıklar, (2) Restorasyonların üretim platformu üzerindeki yönü, açısı ve konumlandırılmasındaki farklılıklar, (3) Farklı katman kalınlıkları, (4) İşlem sonrası prosedürlerde meydana gelebilecek olası farklılıklar, (5) Silikon replika tekniğinde stabil olmayan parmak basıncı kullanılması, (6) Ölçüm cihazının hassasiyeti gibi parametreler gösterilebilmektedir.

R. Li vd. (2019) ile bu çalışmanın sonuçları arasındaki olası farklılığın sebebi ise; farklı bir firmaya ait zirkonya süspansiyon ve baskı cihazı kullanılması nedeniyle baskı parametrelerindeki ve baskı sonrası işlem prosedürlerindeki farklılıklar olarak düşünülebilmektedir. Ayrıca söz konusu çalışmada anizotropik sinterleme büzülme oranının belirlenmesi, küboid cisimler üzerinden hesaplanmıştır. Küboid cisim ve restorasyonun geometrisi arasındaki farklılık nedeniyle, restorasyon sinterleme sırasında hesaplanandan daha farklı büzülme oranları göstermiş olabilmektedir.

LCM ve SLA'nın DLP'ye kıyasla istatistiksel olarak daha üstün performansı, üretim süresince her bir katmanın selektif bir şekilde noktalar halinde polimerize edilmesiyle ilişkilendirilebilmektedir (Branco vd., 2023; Chen vd., 2019; Bomze & Ioannidis, 2019; Harrer vd., 2017). Bu sayede tüm bir katmanın tek seferde polimerize edilmesinin sonucu olarak meydana gelen basamak etkisi fenomeni

önlenmekte ve daha yüksek doğruluğa sahip nesnelere üretilmektedir (Lakhdar vd., 2021).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmada da LCM; SLA'ya kıyasla daha üstün marjinal ve internal uyum değerleri sergilemiştir. LCM'nin daha iyi performansı, 2560×1600 piksel gibi yüksek bir çözünürlük sağlayan ve işlem için geliştirilen objektif bir lensle birlikte basılan bileşenin mutlak hassasiyetini garanti eden son teknoloji ürünü (WQXGA) projektöre sahip baskı cihazı ile ilişkilendirilebilmektedir (Schweiger vd., 2019).

Çalışmamızın sonuçlarına benzer sonuçlar elde eden Cameron vd. (2024) LCM'nin DLP'ye göre daha üstün doğruluk göstermesini, LCM'nin yüksek çözünürlük sunan baskı cihazı ile ilişkilendirmiştir.

SLA'nın aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmasa da LCM'den daha yüksek aralık değerleri sunması, polimerizasyon esnasına oluşabilecek ışık saçılmasına bağlandırılabilir. Işık saçılması üretim doğruluğunu etkileyen önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Wang vd., 2023; Westbeek vd., 2020; R. Li vd., 2019). Zirkonya partiküllerin sahip olduğu yüksek ışık kırılma indeksi ve süspansiyondaki organik monomerlerle arasındaki kırılma indeksi farkı; gelen ışığın önemli ölçüde saçılmasına sebebiyet vererek ışığın süspansiyona nüfuz etmesini sınırlamakta ve böylece final ürünün boyutsal doğruluğu üzerinde etki gösterebilmektedir (Khanlar vd., 2021; R. Li vd., 2019). Mitteramskogler vd. (2014) seramik içerikli süspansiyondan ışık saçılmasının nihai geometride boyutsal büyümeye neden olduğunu bildirmiştir. Işık saçılması ayrıca ışık geçirgenliğine de bağlandırılabilir. Yüksek şeffaflığa sahip seramik partiküller, polimerizasyon derinliğini ve genişliğini etkileyerek baskı doğruluğunun azalmasına neden olabilmektedir (Wang vd., 2023; Cai vd., 2022).

Glazür ve yaşlandırma prosedürlerinin eklemeli üretim teknolojileri ile üretilmiş MZR'lerin marjinal ve internal uyumu üzerindeki etkisine yönelik literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Del Piñal vd. (2020) MZR'leri otoklav kullanarak termal yaşlandırma prosedürüne tabi tutmuşlar ve yaşlandırmanın MZR'lerin marjinal uyumu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını sonucuna

ulaşmışlardır. Öte yandan Vasiliu vd. (2020) frezeleme yöntemi ile üretilmiş feldspatik cam seramik ve zirkonya katkılı lityum silikat cam seramik restorasyonların 10000 siklus termal yaşlandırma sonrasında marjinal ve internal uyumunu değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda, termal yaşlandırma prosedürünün her iki tip seramik restorasyonun marjinal ve internal uyumu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Kale vd. (2017) MZR'lerin vertikal marjinal uyumunu sinterleme ve glazürleme sonrasında değerlendirmiş ve her iki işlemin de vertikal marjinal uyum üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını rapor etmiştir. Ancak bu çalışmada, glazürleme ve yaşlandırma prosedürleri belirli ölçüm noktalarında aralık değerlerini anlamlı ölçüde etkilemiştir ( $P < .05$ ). Bu noktada literatürdeki çalışmalara göre bu çalışmada elde edilen farklı sonuçların değerlendirilmesi, hem bu konu ile ilgili sınırlı literatür bilgisi olması hem de zirkonya materyalinin glazür fırınlanması gibi tekrarlayan termal işlemlere ve yaşlandırmaya tabi tutulmasının birçok faktörden etkilenebilecek olgular olması sebebiyle zorluk oluşturmaktadır.

Marjinal ve internal aralık değerlerinde glazürleme sonrası meydana gelen düşüşün olası nedeni, örneklerin sinterleme büzülmesine maruz kalmış olması olabilmektedir.

3B baskı sonrası kırılğan bir yapıya sahip olan yeşil-faz nesnelere üretim platformu üzerinden ayrılması zorluk oluşturan bir basamaktır (Bove vd., 2022). Nesnelere üretim platformu üzerinde optimal bir şekilde konumlandırılması ve destek bağlantı yapıları kullanılarak üretim platformu ile aralarına ayrı bir arayüzün eklenmesi, hem nesnenin üretim platformuna bağlanmasını hem de oldukça hassas bir prosedür olan üretim platformundan ayırma işleminin bir miktar kolaylaşmasını sağlamaktadır (Bove vd., 2022; Schweiger vd., 2019). Literatürde destek bağlantı açısının, türünün ve üretim yönünün 3B baskılı restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Alharbi vd. (2016) 120 derece açılarda SLA ile ürettikleri restorasyonların en yüksek doğruluğu sergilediğini bildirmiştir. Osman vd. (2017), DLP ile ürettikleri restorasyonlarda 135 derece açılarda restorasyonların doğruluğunun daha yüksek olduğunu gözlemlemiştir. Ryu vd. (2020) farklı destek bağlantı açılarını değerlendirdikleri çalışmalarında, 150 ile 180 derece arası açılamanın MZR'lerin marjinal ve internal uyumu üzerinde daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Cameron vd. (2024) 90, 135 ve 180 derece

açılmaları test ettikleri çalışmada, açılmanın restorasyonların doğruluğunu etkilediğini ancak test edilen üretim grupları arasında üretim açısı yönünden net bir eğilim olmadan bireysel sapmalar gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Sonuçlara göre LCM grubu 135 derecede, DLP grubu ise 180 derecede en yüksek doğruluğu sergilemiştir. Lee vd. (2023) üretim platformu üzerinde oklüzal yüzeyden konumlandırılarak üretilen zirkonya restorasyonların, marjinal yüzeyden konumlandırılanlara kıyasla daha yüksek doğruluğa sahip olduğunu bildirmiştir. R. Li vd. (2023) sütun destekler yerine tam destekleyici taban kullanılarak üretilen zirkonya restorasyonların daha yüksek eksternal doğruluk ve klinik olarak kabul edilebilir uyuma sahip olduğunu bildirmiştir.

Bu çalışmada üretilen örnekler, 150 derecelik bir açıyla ve üretim yönü oklüzal yüzeyden olacak şekilde sütun destekler kullanılarak üretim platformuna yerleştirilmiştir. Açılma olarak 150 derecenin tercih edilmesinin sebebi; Ryu vd. (2020)'nin 120, 135, 150, 180, 210 ve 225 derece üretim açılarını test ettikleri çalışmada yüksek doğruluk için önermiş oldukları 150-180 derecelik yerleşim açısının, MZR'ler üzerinde çeşitli üretim açılarını test eden kapsamlı tek çalışma olmuş olmasıdır. MZR'ler için 150 ile 180 derecelik açılmanın optimal kabul edilmesinin belirli sebepleri bulunmaktadır; (1) 150-180 derece haricindeki test edilen üretim açılarının, desteklerin marjin yakınlıklarına yerleştirilmesini zorunlu kılması ve bu durumun da desteklerin çıkarılması esnasında marjin kusurlarına sebep olabilmesi. (2) Açılmaya bağlı olarak desteklerin restorasyon yüzeylerinde simetrik bir şekilde konumlandırılmaması veya açığa bağlı olarak destek sayısının azaltılmak zorunda kalınması (Abualsaud & Alalawi, 2022). (3) Katman katman polimerizasyonun bir sonucu olarak; her yeni bir katman polimerizasyonunda, önceki katmanın tekrardan ışınlamaya maruz kalması ve bu durum sonucunda anizotropik büzülme meydana gelebilmesi.

Oklüzal yüzeyden üretim yönü tercih edilmesinin sebebi, Lee vd. (2023) dışında literatürde farklı üretim yönlerinin MZR'lerin doğruluğu üzerinde etkisini değerlendiren başka bir çalışmaya rastlanmamış olmasıdır. Çalışmacıların oklüzal yüzeyden üretim yönünü önermesinin olası sebepleri; destek yapıların çıkarılması esnasında marjinlerde hasar meydana gelebilmesi ve marjinal yüzeyden üretim sürecinde restorasyonun uyum bakımından önem oluşturan kısımlarının tekrar tekrar ışınlamaya maruz kalması sonucu meydana gelebilecek anizotropik sinterleme



büzülmesinin restorasyonların doğruluğunu etkileyebilmesidir (Bove vd., 2022; Lüchtenborg vd., 2022; Lakhdar vd., 2021; Lian vd., 2019).

Ek olarak Lian vd. (2019) desteklerin boyutsal hassasiyetin önemli olduğu marjinal alanlara yerleştirilmemesi gerektiğini ve restorasyonda en yüksek kalınlığa sahip noktanın oklüzal yüzey olması nedeniyle desteklerin bu yüzeyde konumlandırılmasının daha avantajlı olduğunu rapor etmiştir.

Çalışmamızda tam destekleyici taban yerine sütun destekler kullanılmasının sebebi; sütun desteklerin çıkarılması esnasında özellikle etkilenen eksternal yüzeylerin doğruluğunun çalışmamızda test edilmeyecek olması ve tam destekleyici taban yapısına göre sütun desteklerin nispeten daha az malzeme israfına sebep olmasıdır. Ayrıca sütun destekler, zirkonya restorasyonların VP tabanlı üretim teknolojileri ile test edildiği pek çok çalışmada kullanımı tercih edilen destek türü olmuştur (Rues vd., 2023; Refaie vd., 2023; Cho vd., 2023; Meng vd., 2022; Li vd., 2021; Ryu vd., 2020; Lian vd., 2019). Tam destekleyici taban yapısının zirkonya restorasyonların doğruluğu üzerindeki etkisini inceleyen daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Daha önce de belirtildiği gibi uyumsuz restorasyonlar dental, periodontal ve sistemik sağlığı tehlikeye atabilmektedir. Bu nedenle restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesi oldukça önemlidir. Bu amaçla, her birinin kendine özgü avantajları ve sınırlılıkları bulunan çeşitli ölçüm teknikleri mevcuttur (Refaie vd., 2023; Igret vd., 2023; Zhu vd., 2023; Abualsaud & Alalawi, 2022; Alkaff, 2021; Son vd., 2019; Kocaağaoğlu vd., 2017): (1) Master model üzerine yerleştirilen restorasyonun mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumunun değerlendirilmesi (direkt görüş tekniği) (2) Silikon replika tekniği (3) Master model üzerine simante edilen restorasyonun kesitlere ayrılarak ışık ya da SEM altında uyumunun değerlendirilmesi (kesit alma yöntemi) (4) Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi (5) Optik tarayıcı ile uygulanan üçlü-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi (üçlü-tarama yöntemi) (6) Optik tarayıcı ile uygulanan dual-tarama protokolü ve spesifik yazılım kullanılarak uyumun değerlendirilmesi (dual-tarama yöntemi) (7) Mikro-BT (X-ışını mikrotomografisi) teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi (8) Dijitalleştirilmiş silikon replikanın lazer videografisi (9) Profilometre ile marjinal uyumun dolaylı ölçümü (10) Optik koherens tomografi.

Direkt görüş tekniği kolay uygulanabilir, non-invaziv, ucuz ve daha az zaman alıcı bir teknik olmasına rağmen; sadece marjinal uyumun değerlendirilmesine olanak tanınması nedeniyle bu çalışma için uygun bir teknik değildir. Kesit alma tekniğinde simantasyon işlemi tam olarak simüle edildiğinden, söz konusu bu teknik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının çeşitli noktalardan hassas bir şekilde ölçülmesine olanak tanımaktadır (Alkaff, 2021; Son vd., 2019). Ancak, invaziv bir yöntem olması ve elde edilen değerlerin restorasyonun genel uyumunu temsil edememesi nedeniyle, bu çalışma için kullanımı uygun bulunmamıştır. Silikon ağırlığının ölçülmesi yöntemi oldukça non-invaziv, uygulaması kolay ve ucuz bir teknik olsa da uyumun bölgesel olarak ölçümünü yapamaması büyük bir limitasyondur. Mikro-BT, restorasyonların iç yüzeylerini 3B olarak görüntülemek için kullanılan bir tekniktir. Yüksek çözünürlük, 3B görüntülerle değerlendirme yapılabilecek materyallerin çeşitliliği ve non-invaziv bir yöntem olması bu tekniğin temel avantajları arasında sayılmaktadır (Ghavami-Lahiji vd., 2023; Son vd., 2019). Ancak bu yöntemde, malzeme yoğunluğunun X-ışını üzerinde önemli bir etkisi bulunmaktadır ve farklı materyaller arasındaki sınırlar belirsiz olabilmektedir. Bu durum malzemenin radyasyon emilim katsayısı ve ışınların yansımından kaynaklanan artefaktlara atfedilmektedir (Shivaraman, 2023; Refaie vd., 2023; Son vd., 2019). Özellikle zirkonya gibi yüksek yoğunluklu malzemeler için X-ışınlarının çeşitli siman ve abutment katmanlarına nüfuz etmesi oldukça zordur (Shivaraman, 2023; Alkaff, 2021).

Refaie vd. (2023) eklemeli ve çıkarmalı üretimle ürettikleri zirkonya restorasyonların marjinal ve internal uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, mikro-BT ve silikon replika tekniklerinin benzer sonuçlar verdiğini ancak mikro-BT ile aralık değerlendirmesinin oldukça zor ve zaman alıcı olduğunu bildirmiştir.

Dijitalleştirilmiş silikon replikanın lazer videografisi ise yöntemin teknik zorlukları nedeniyle araştırmacıların odağına girmemiştir. Uyumu dolaylı olarak değerlendiren profilometre yöntemi ise, internal aralık değerlendirilmesinin mümkün olmaması ve örneklerin konumlandırılması esnasında meydana gelebilecek en küçük hatanın ölçümlerde anlamlı tutarsızlıklara sebep olması sebebiyle tercih edilmemiştir. X-ışını radyasyonuna maruz kalmaya gerek kalmadan restorasyonun veya dokunun eş zamanlı olarak görüntülenmesini sağlayan optik kohorens tomografi yönteminde, kalın veya opak yapıya sahip materyallerin değerlendirilmesinin zor olması bu tekniğin temel dezavantajını oluşturmaktadır (Son vd., 2019). Zirkonya

restorasyonların sahip oldukları opak karakter sebebiyle söz konusu bu ölçüm yönteminin kullanımı tercih edilmemiştir. Son zamanlarda, 3B bilgisayar destekli ölçüm imkanı sunan üçlü-tarama ve dual-tarama teknikleri geliştirilmiştir. 3B, non-invaziv, tekrarlanabilir ve çeşitli yönlerden oldukça güvenilir ölçümler yapılabilmesi, bu yöntemlerin avantajlarını oluşturmaktadır. Ancak bu teknikler; özel yazılım ve bu yazılımı kullanabilecek deneyimli bir uygulayıcı gerektirmektedir. Bununla birlikte, tarama sırasında meydana gelebilecek sapmalar sonucu taranan verilerin olası yanlışlığı ve süperimpozisyon aşamasında meydana gelebilecek hatalar, elde edilen verilerde yanlışlığa sebep olabilmektedir (Alkaff, 2021).

Bir diğer teknik olan silikon replika tekniği, restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumlarının değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Söz konusu teknik, ölçü materyalinde deformasyon ve yırtılma potansiyelini beraberinde getirirse de, çeşitli noktalardan hassas ve tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına izin veren ve çok sayıda araştırmada kullanımı tercih edilen ucuz, uygulaması kolay ve non-invaziv bir tekniktir (Refaie vd., 2023; Wang & Sun, 2021; Ryu vd., 2020; Revilla-León vd., 2020b; Wang vd., 2019). Tüm bu nedenlerden ötürü, çalışmamızda marjinal ve internal uyum ölçümlerinde silikon replika tekniği kullanılması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda tercih edilen silikon replika tekniğinde, simantasyon aşamasında klinisyenin uyguladığı parmak basıncını simüle etmek amacıyla; içerisine akıcı kıvamlı silikon materyali uygulanan örneklerin abutment dişler üzerine yerleştirilmesini takiben özel bir mekanizma kullanılarak 50 N ( $\approx 5$  kg) oklüzal kuvvet uygulanmıştır. Literatürde, uygulanan oklüzal kuvvetin şiddetindeki değişikliğin restorasyonların aralık değerlerini anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir (Karagözoğlu vd., 2016; Huang vd., 2015; Tamac vd., 2014; An vd., 2014; Quante vd., 2008; Weaver vd., 1991). Ancak, yine de uygulanan kuvvetin standardizasyonunu sağlamak amacıyla ve parmak basıncının restorasyonlar üzerinde değişken kuvvetlere sebep olabileceğinden ötürü sonuçlar üzerinde değişkenliği artırabileceği hipoteziyle sabit bir oklüzal kuvvet uygulanarak standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır (Bae vd., 2023; Mansour vd., 2021; Nawafleh vd., 2013). Literatürde pek çok çalışmanın, silikon replika tekniği ile uyum değerlendirmesinde 50 N oklüzal kuvvet uygulaması yapması sebebiyle bu çalışmada da 50 N kuvvet uygulanması tercih edilmiştir (Pinto vd., 2024; Fasih vd., 2023; Abdelhafiz vd.,

2022; Li vd., 2022; Chou vd., 2021; S. Kim vd., 2020; Mai vd., 2017; Oka vd., 2016; Kim vd., 2014; Quante vd., 2008). Weaver vd. (1991) yaptıkları çalışmada; ortalama parmak basıncıyla restorasyonu yerleştirme kuvvetinin 8 kg (=78.5 N) olduğunu ve standart sapma değerinin ise 1.3 kg (=12.75 N) olduğunu bildirmiştir. Özel tasarlanmış yük cihazı ile uygulanan 50 N kuvvetin, parmak basıncına yakın bir değer sunması ve bu değer ölçülmesi istenen her restorasyonda standardizasyonunun sağlanabilmesi; çalışmalarda sık sık tercih edilmesini açıklamaktadır. Ayrıca parmak basıncı yerine her zaman stabil yük veren özel cihazların kullanılması, simandan daha yüksek viskoziteye sahip akıcı kıvamlı silikon ölçü materyalinin internal boşlukta daha homojen ve etkin bir dağılım göstermesini sağlamaktadır.

Çalışmalar, marjin konfigürasyonlarının restorasyonların uyum doğruluğunu etkilediğini vurgulamıştır (Faruqi vd., 2022; Cetik vd., 2017). Chamfer ve yuvarlatılmış shoulder marjin tasarımları, tam seramik restorasyonların üretiminde yaygın olarak tercih edilmektedir (R. Li vd., 2023; Al-Zubaidi & Al-Shamma, 2015; Yu vd., 2019). Yu vd. (2019) toplamda 283 çalışmayı değerlendirdikleri sistematik derlemede; seramik restorasyonların marjinal uyumu üzerinde chamfer ve yuvarlatılmış shoulder marjin tasarımları arasında anlamlı bir fark olmadığını; ancak, chamfer marjin tasarımının daha yüksek internal uyum doğruluğu sergilediğini bildirmiştir. Bu nedenle araştırmacılar, seramik restorasyonlarda chamfer marjin tasarımının tercih edilmesini önermiştir. Öte yandan Li vd. (2021), farklı marjin konfigürasyonlarının eklemeli ve çıkarmalı yöntemlerle üretilmiş MZR'lerin uyum doğruluğu üzerindeki etkisini incelemiş ve bunun sonucunda chamfer ve yuvarlatılmış shoulder marjin tasarımlarının gelişmiş marjinal uyum ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Chamfer marjin tasarımı, MZR'lerin uyumunu değerlendirmek için bu çalışma da dahil olmak üzere çeşitli çalışmalarda kullanılmıştır (Lyu vd., 2023b; Refaie vd., 2023; R. Li vd., 2023; Kim vd., 2022; Li vd., 2020; Ryu vd., 2020; Revilla-León vd., 2020b).

SM grubunda üretim hassasiyeti büyük ölçüde frezeleme cihazının aks sayısından etkilenmektedir (Pilecco vd., 2024; Alghazzawi, 2016). Günümüz CAM teknolojisinde sistemler 3, 4 veya 5-akslı olarak kategorize edilmektedirler (Watanabe vd., 2022; Kumar & Chopra, 2021; Patil vd., 2018; Shenoy & Prabhu,

2015). Üç akslı sistemler, kısa sürede üretime olanak tanınması ve basit işletim sistemine sahip olması gibi avantajlar sunsa da; söz konusu sistemlerin sadece 180 derecelik rotasyon kabiliyetine sahip olması, restorasyonların iç yüzeylerinin frezelemesinde hassasiyeti anlamlı ölçüde etkileyebilmektedir. Üç eksen hareketine (X, Y, Z) ek olarak dört akslı sistemlerde bir, beş akslı sistemlerde ise iki rotasyon aksı mevcut olduğundan, üretim hassasiyetinin aks sayısı arttıkça daha yüksek olacağı düşünülmektedir. Bu hipotezi Hamza ve Sherif (2017), Kirsch vd. (2017) ve Bosch vd. (2014) yaptıkları çalışmalar ile desteklemişler; 5 akslı frezeleme cihazlarının, 4 akslı frezeleme cihazlarına kıyasla daha doğru ve hassas bir üretimi mümkün kıldığını bildirmişlerdir. Ayrıca Ohkuma vd. (2019) yaptıkları çalışmada, 5 akslı frezelemenin 3 akslı frezelemeye kıyasla mükemmel marjinal ve internal uyuma sahip restorasyonlar ürettiğini bildirmiştir. Ek olarak Pilecco vd. (2024) gerçekleştirdikleri sistematik derlemede, 5 akslı frezeleme cihazları ile üretilen restorasyonların 3 ve 4 akslı cihazlarda üretilenlere kıyasla daha üstün doğruluk sergilediğini bildirmiştir. Bu çalışmada ise üretimin hassasiyetini artırmak amacıyla 5 akslı frezeleme cihazı kullanımı tercih edilmiştir.

Stereomikroskop, SEM, ışık mikroskobu veya diğer dijital mikroskop türleri; protetik restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesinde kullanılabilir (Önoral, 2020; Gulati vd., 2020; Yucel vd., 2013). SEM ile oldukça hassas ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir (Ortega vd., 2017; Kaleli & Saraç, 2017). Ancak, Groten vd. (1997) SEM ile ışık mikroskobu arasında marjinal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirilmemiştir (Kaleli & Saraç, 2017). SEM; seramik ve polimerler gibi iletken yapıya sahip olmayan veya yarı iletken numunelerin, tarama öncesinde püskürtmeli kaplama cihazında elektriksel olarak iletken metallere (altın, altın/palladyum, platin, gümüş, krom, iridyum) ultra ince bir film tabakası şeklinde kaplanmasını ve değerlendirme öncesi sabitlenmesini gerektirdiğinden, çok adımlı bir prosedürden kaynaklanan hata olasılığını artırmaktadır (Ortega vd., 2017). Öte yandan, ışık mikroskobunun kullanımı projeksiyon hataları ile sınırlanmaktadır. Örneklerin ışık mikroskobunun optik eksenine 90 derece açı ile sabitlenmesine dikkat edilmelidir (Rödiger vd., 2018). Bu çalışmada sunmuş olduğu kullanım kolaylığı ve ayrıca kendi bünyesinde görüntü alma ve ölçüm yapma yazılımına sahip olması nedeniyle stereomikroskop kullanımı tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalar, örnek sayısının ve örnek başına uygulanan ölçüm noktası sayısının; sonuçların doğruluk ve hassasiyetini etkileyebileceğini bildirmiştir (Kaleli & Saraç, 2017; Nawafleh vd., 2013). Bu bilgi ışığında örnek sayısı ve örnek başına uygulanan ölçüm noktası sayısındaki artışın, sonuçların doğruluğunu ve hassasiyetini artıracaklarını söylemek mümkündür (Kaleli & Saraç, 2017). Çalışmamız için gerekli örneklem büyüklüğü, bir yazılım programı (G\*power, v.3.1.9.7; Heinrich-Heine-University Düsseldorf) kullanılarak %85 çalışma gücü, .30 etki büyüklüğü ve .05 anlamlılık düzeyi ile minimum 8 olarak hesaplanmıştır. Örneklem sayısının minimumda tutulmasının sebebi üretim maliyetinin yüksek olmasıydı. Bu limitasyon; örnek başına ölçüm noktası sayısını artırarak ve böylece daha küçük standart sapma değerleriyle daha tutarlı veri dağılımı elde edilerek telafi edilmiştir.

Örnekler üzerinde ölçüm noktalarının artırılması çeşitli avantajlar sağlamaktadır: (1) Kapsamlı Değerlendirme: Çok sayıda noktadan ölçüm yapılması, incelenen örneğe kapsamlı bir genel bakış sağlayarak kapsamlı bir değerlendirme yapılmasına olanak tanır. (2) Bölgesel Analiz: Ölçüm noktalarındaki lokalize değişkenlerin ve tutarsızlıkların tanımlanmasını sağlar. Bu yaklaşım özellikle dikkat gerektiren belirli alanların tespit edilmesi için değerlidir. (3) Gelişmiş Hassasiyet: Çeşitli noktalardan ölçüm yapılması; değerlendirmenin hassasiyetini ve doğruluğunu artırır.

Ölçüm noktası sayısının artırılması değerlendirme yönünden oldukça önemli olsa da; optimum ölçüm noktası sayısının ne kadar olması gerektiğine yönelik literatürde herhangi bir fikir birliği bulunmamaktadır. Groten vd. (2000) restorasyonların uyumunu değerlendirmek için gereken minimum ölçüm noktası sayısı üzerine yürüttükleri çalışmada; her bir kron için 20-25 ölçüm noktası kullanımının kabul edilebilir hassasiyette sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Kaleli & Saraç, 2017; Park vd., 2016; Nawafleh vd., 2013). Gassino vd. (2004) laboratuvar ortamında hazırlanan abutmentlerden üretilen deneysel kronların doğruluğunu değerlendirmek için 18; intraoral olarak prepare edilen abutmentlerden imal edilen klinik kronlar için ise 90 ölçüm noktası gerektiğini rapor etmişlerdir.

Farklı bir yönden bakıldığında, ölçüm noktası sayısının artırılması sonuçların doğruluk ve hassasiyetini artırsa da; ölçümlerin kaydedilmesi için gereken sürenin uzaması ve ölçüm yönteminin karmaşıklığı, ölçüm noktaları ile uyum değerlendirilmesi yaklaşımını pratik bir yöntem olmaktan çıkarmaktadır (Alkaff,

2021). Gerçekleştirilen literatür taramasında; örneklem sayısı 5 ile 20 arasında değişkenlik gösteren çalışmalarda, her bir örnek için 15 ile 50 arasında ölçüm noktası kullanıldığı saptanmıştır (Refaie vd., 2023; Khanlar vd., 2023; Özal & Ulusoy, 2021; Ryu vd., 2020; S. Kim vd., 2020; Al-Atyaa & Majeed, 2018; Park vd., 2017). Bu çalışmada her bir abutment için mesiodistal yönde 11 (4 marjinal, 2 aksiyal, 2 aksiy-oklüzal ve 3 oklüzal) ve bukkopalatinal yönde 11 (4 marjinal, 2 aksiyal, 2 aksiy-oklüzal ve 3 oklüzal) olmak üzere toplam 22 ölçüm noktası tahsis edilmiştir. Toplamda 1536 marjinal, 768 aksiyal, 768 aksiy-oklüzal ve 1152 oklüzal aralık değeri kaydedilmiştir.

CAD/CAM sistem ayarları, restorasyonun sanal 3B tasarımı esnasında restoratif materyal kalınlığı ve siman aralığı miktarı gibi farklı parametrelerin ayarlanmasına olanak tanımaktadır (Kale vd., 2016). Yapılan çalışmalar, siman aralığı miktarının restorasyonların uyum doğruluğu üzerinde etkili olduğunu bildirmiştir (Pilecco vd., 2024; Svanborg & Hjalmarsson, 2020). Teorik olarak değerlendirildiğinde dar siman aralıkları, restorasyonlarda daha az vertikal marjinal aralık elde edilmesini sağlayabilirken; klinik pratikte adaptasyon zorluğu yaratarak tam aksine vertikal marjinal aralığın artmasına sebebiyet verebilmektedir. Diğer bir yandan, artmış siman aralığı değerleri; dikey marjinal uyumu iyileştireceği ve üretim sonrası modifikasyon ihtiyacını azaltacağından ötürü avantajlı olarak görülürken; stres dağılımını olumsuz yönde etkileyerek, restorasyonlarda tutuculuk kaybı, siman çözünmesi ve kırılma direncinde azalma gibi komplikasyonlara sebebiyet verebilmektedir (Pilecco vd., 2024; Alkhallagi vd., 2023). Grajower ve Lewinstein (1983) yürüttükleri çalışmada elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda; bir kronun siman aralığının en az 50 µm olacak şekilde ayarlanması gerektiğini savunmuşlardır. Bu değer 30 µm'si simanın aksiyal duvarlarda dağılımını kolaylaştırmak ve sürtünme olmadan abutment diş üzerine yerleşmesine izin vermek için yeterli aralığa hizmet edecek; geriye kalan 20 µm ise restorasyonda üretimden kaynaklanan olası sapmalar için bir önlem olacaktır. Kale vd. (2016) yaptıkları çalışmada; marjin etrafında 25 µm'lik bir aralık bıraktıktan sonra marjin seviyesinin 1mm üzerinde 30, 40 ve 50 µm siman aralığı değerlerinin restorasyonların vertikal marjinal uyumu üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Çalışmacılar elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda, 50 µm siman aralığına sahip grubun diğer gruplara kıyasla daha yüksek vertikal marjinal uyum değerleri sergilediğini bildirmişlerdir. Ayrıca MZR'lerin marjinal ve internal

uyumunu değerlendiren pek çok çalışmada 50 µm siman aralığı değeri tercih edilmiştir (Ozden vd., 2022; Del Piñal vd., 2021; Saker vd., 2019).

Farklı bir yönden değerlendirildiğinde, kullanılan frezlerin çaplarına ve hareket yollarına bağlı olarak frezeleme cihazlarının planlanan siman aralığını doğru bir şekilde dublike edemediğini de söylemek mümkündür (Pilecco vd., 2024). Pilecco vd. (2024) gerçekleştirdikleri sistematik derlemede; internal ve aksiyal bölgeler için üretim öncesi planlanan siman aralığı ile final uyum arasında doğrusal bir ilişki olduğunu saptamışlardır. Bu bulgu, planlanan siman aralığı değeri ne kadar düşükse üretilen restorasyonun uyumunun da o kadar az olacağını göstermektedir. Tüm bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda üretilen 3-üyelı sabit protetik MZR'lerin marjinal ve internal uyumunu test etmek için siman aralığı değeri 50 µm olarak ayarlanmıştır.

Dijital ölçüler sunmuş oldukları çeşitli avantajlarla günümüzde konvansiyonel yöntemlerin yerini almaya başlamıştır. CAD/CAM sistemlerinin üç fonksiyonel komponentinden ilki olan dijitalleştirme araçları/tarayıcılar; prepare edilmiş dişler ve çevre dokuların intraoral veya ekstraoral teknikler vasıtasıyla verilerini toplayarak dijital ölçülerin oluşturulmasını sağlamaktadırlar (Ural & Kaleli, 2021; Kumar & Chopra, 2021; Constantiniuc vd., 2021; Samra vd., 2016; Al-Jubouri & Azari, 2015). İntraoral ve ekstraoral tekniklerle elde edilen dijital ölçülerin doğruluklarının karşılaştırılması üzerine yapılan çalışmalarda henüz herhangi bir fikir birliği sağlanamamıştır. Seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının dijital taramanın doğruluğundan önemli ölçüde etkilendiği bilinmektedir (S. Kim vd., 2020). Keskin kenarlara sahip nesnelere taranması esnasında tarayıcı sistemlerin sunduğu sınırlı çözünürlük sebebiyle, yuvarlatılmış kenarlar meydana gelebilmektedir (Wang vd., 2019). Çalışmamızda kullanılan ekstraoral tarayıcının (inEos X5) üreticisi (Dentsply, Sirona), cihazın standart bir sabit bölümlü protetik restorasyon numunelerinde  $2.1 \pm 2.8$  µm'lik bir doğruluk gösterdiğini ve sonuçların doğruluğunun DIN EN ISO 12836.2015'e göre onaylandığını bildirmiştir. Ayrıca, Kern vd. (2022) ve S. Kim vd. (2020); ekstraoral tarayıcıların intraoral tarayıcılara kıyasla doğruluk ve hassasiyet açısından daha başarılı sonuçlar verdiğini bildirmiştir.

İntraoral tarayıcı olarak Omnicam cihazı fakültemiz bünyesinde mevcut olan ve bu çalışmada kullanabileceğimiz bir seçenektir. Mevcut cihazlar üzerine



gerçekleştirilen literatür taramasında, inEos X5 tarafından sağlanan verilerin anlamlı ölçüde daha güvenilir olduğunu gösteren çalışmalara rastlanmıştır (Nulty, 2021; Jorquera vd., 2021; Ekici vd., 2021). Pilecco vd. (2023) 103 farklı çalışmayı değerlendirerek intraoral ve ekstraoral tarayıcıların, restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerindeki etkisini inceledikleri sistematik derlemede; Bluecam, Omnicam, Trios 3, Lava COS, inEos X5 ve D700 gibi yaygın tercih edilen dijital tarama sistemleri arasındaki farklılıkların, diş destekli restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmamızda olduğu gibi, literatürdeki çalışmalarda da master modelin elde edilmesinde InEos X5 kullanımı tercih edilmiştir (Jorquera vd., 2021; Ashraf vd., 2020). Tüm bu bilgiler ışığında bu çalışmada, Jorquera vd. (2021) ve Ashraf vd. (2020)'nin çalışmalarıyla da uyumlu olarak master model üzerinden STL veri elde etmek için ekstraoral tarayıcı kullanımı tercih edilmiştir. Ayrıca ekstraoral tarayıcıların en büyük dezavantajı olan konvansiyonel ölçü alımından model elde edilme aşamasına kadar olan olası hata akümülyasyonları bu çalışma için söz konusu olmamıştır.

MZR'lerin bitim aşamasındaki final yüzey durumları; malzemelerin translusensisini, tribolojik (sürtünme, abrazyon) ve metastabilite (faz dönüşümü) davranışını etkileyebileceğinden, büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle restorasyonların simantasyonundan önce, final yüzey işlemleri için önerilmekte olan mekanik cila veya glazür işlemleri söz konusu etkiler nedeni ile göz önünde bulundurulması gereken hususlardır (Pekkan vd., 2020b; Tabatabaian, 2019).

Gerçekleştirilen literatür taramasında mekanik cila veya glazür işlemlerinin MZR'lerin doğruluğu üzerindeki etkisini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada MZR'lere glazür uygulanmasının sebebi; sinterleme sonrası düşük ısıda bile olsa örnekleri tekrardan termal işlem prosedürüne tabi tutmak ve bunun uyum doğruluğu üzerindeki etkisini incelemek, ve ayrıca Schweiger vd. (2019)'nin eklemeli üretim teknolojisi ile üretilen MZR'ler için finalde glazürlemeyi önermiş olmasıdır.

Post-sinterize ve pre-sinterize olmak üzere CAD/CAM için tasarlanmış iki tip dental zirkonya blok bulunmaktadır. Post-sinterize zirkonya; restorasyonların frezeleme sonrası işlemlere gerek duyulmadan tam boyutlarda su soğutması altında

frezelenildiği sert frezeleme olarak adlandırılan işlem uygulanmasını gerektirmektedir (Branco vd., 2023; Khanlar vd., 2021; Abdulla vd., 2020). Ancak malzemenin yüksek sertliği; güçlü frezeleme ekipmanı ve daha uzun frezeleme süreleri gerektirmekte ve bu durum da frezeleme ünitesinde yüksek abrazyona neden olabilmektedir (Jeong vd., 2021; Kim vd., 2016; Kocağaoğlu vd., 2016). Ek olarak ince alanlarda yüksek düzeyde hassasiyete sahip bir frezeleme sistemi gerektirmektedirler.

Pre-sinterize zirkonya blokların üretimi ise yumuşak frezeleme yöntemi ile kuru olarak gerçekleştirilmektedir (Abdulla vd., 2020). Bu uygulama daha uygun maliyetli ve kolaydır, ancak; üretim sonrası uygulanacak sinterleme işleminde oluşacak büzülme için restorasyonların %25-30 oranında daha büyük boyutta frezelenmesi gerekmektedir (Jeong vd., 2021; Cho vd., 2019; Abdulla vd., 2014). Her iki frezeleme prosedürü de üretilen zirkonya restorasyonların uyum doğruluğunu etkileyebilmektedir (Bousnaki vd., 2020; Schriwer vd., 2017). Cho vd. (2019) sert ve yumuşak frezeleme teknikleri ile üretilen zirkonya restorasyonların doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda, her iki grubun da klinik olarak kabul edilebilir doğruluk sergilediğini ancak, yumuşak frezelemenin sert frezelemeye kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek doğrulukta restorasyonlarla sonuçlandığını bildirmiştir. Ayrıca Hamza ve Sherif (2017) gerçekleştirdikleri çalışmada; beş eksenli ve kuru frezeleme yöntemiyle üretilen monolitik zirkonyanın mükemmel marjinal uyum sergilediği sonucuna ulaşmışlardır. Tüm bu bilgiler sonucunda çalışmamızda pre-sinterize zirkonya blok, yumuşak frezeleme yöntemiyle kuru ortamda frezelenmiştir.

Veneerlenmiş zirkonya kronlarda veneer seramiği başarısızlığı özellikle posterior bölgelerde planlanmış kronlarda birincil başarısızlık nedeni olarak düşünülmektedir. Zirkonya altyapı ve veneer seramiğinin termal genişleme katsayılarındaki (CTE) farklılıklar ve tekrarlayan fırınlama prosedürlerinde veneer seramiğinde meydana gelen termal kontraksiyon; altyapı materyali üzerinde sıkışma ve gerilim kuvvetlerine neden olarak restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkileyebilmektedir (Bousnaki vd., 2020; Kale vd., 2017). Jalalian ve Rastin (2022) 22 çalışmayı değerlendirdikleri sistematik derlemede, hem veneerlenmiş hem de monolitik restorasyon tiplerinde marjinal ve internal uyumun klinik olarak kabul edilebilir olduğunu; ancak, MZR'lerin veneerlenmişlere kıyasla daha üstün uyum

sergilediğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda MZR'lerin marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bousnaki vd. (2020) restorasyon uzunluğundaki artışın, marjinal ve internal uyum üzerinde olumsuz bir etkisi olduğunu bildirmiştir. Gerçekleştirilen literatür taramasında; eklemeli üretim teknolojileri ile üretilen tek üye MZR'lerin marjinal ve internal uyumunun değerlendirilmesi üzerine birçok çalışmaya rastlanırken (Lyu vd., 2023a; Refaie vd., 2023; B. Li vd., 2023; Lee vd., 2023; Zhu vd., 2023); çok üyeli MZR'lerin marjinal ve internal uyumu üzerine herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda 3-üyeli sabit protetik MZR'lerin marjinal ve internal uyumu değerlendirilmek istenmiştir.

Bu çalışma VP tabanlı çalışan 3 farklı üretim teknolojisini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Günümüze kadar zirkonya üretimi için farklı eklemeli üretim teknolojileri denense de; bu teknolojiler arasında en çok VP (SLA, LCM, DLP) tabanlı teknolojiler yüksek doğruluk, çözünürlük ve yüzey kalitesine sahip final nesnelerin üretimine olanak sağlamış ve böylece sabit protetik restorasyonlar, kopingler, implantlar ve abutmentlerin üretimi için umut verici olduğunu ortaya koymuştur (Della Bona vd., 2021; Nakai vd., 2021). Ayrıca diş hekimliği alanında zirkonya restorasyonlar üretmek için firmaların geliştirdiği pek çok baskı cihazı VP tabanlıdır ve kullanılan zirkonya süspansiyonlar bu cihazlar için özel olarak geliştirilmiştir.

## BÖLÜM VI

### Sonuç ve Öneriler

#### Sonuç

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Çalışmada farklı tekniklerle üretilen tüm MZR'lerin marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir ( $\leq 120 \mu\text{m}$ ).
2. Glazür ve yaşlandırma prosedürleri marjinal ve internal uyum değerlerini anlamlı ölçüde etkilemiştir.
3. Tüm ölçüm periyotlarında LCM ve SLA grupları; SM ve DLP'ye kıyasla daha yüksek uyum sergilemiştir.
4. SLA ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da, LCM en üstün uyum değerleri sergilemiştir.
5. Tüm ölçüm periyotlarında en yüksek marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal aralık değerleri DLP grubunda gözlemlenmiştir.

#### Öneriler

Çalışmamızda 3-üyelı sabit protetik MZR'lerin uyumu incelenmiştir. Literatürde mevcut çalışmaların büyük bir çoğunluğu ise tek üye restorasyonların uyumunu incelemiştir. Bu nedenle gelecekteki çalışmalar artırılmış ark uzunluğuna sahip sabit protetik restorasyonların uyumlarını değerlendirmelidir. Artırılmış ark uzunluğuna sahip restorasyonlarda farklı sonuçlar elde edilebilir. MZR'ler yapım platformunda, sütun destekler kullanılarak oklüzal yüzeyden yapım yönüyle 150 derecelik bir açıyla üretilmiştir. Alternatif parametreler bulguları değiştirebilir. Çalışmamızda silikon replika tekniğı kullanılmıştır. Gelecekteki çalışmalarda daha hassas bir dijital ölçüm tekniğı tercih edilebilir. Bu çalışmada yüksek doğruluk, çözünürlük ve yüzey kalitesine sahip final nesnelerin üretiminde umut verici olan ve gelecek vadeden VP tabanlı teknolojiler (SLA, LCM, DLP) test edilmiştir. Gelecekteki çalışmalara bu yöntemlere ek olarak MZR'lerin eklemeli üretiminde yenilikçi başka bir yaklaşım olan nanopartikül püskürtme (NPJ) yöntemi de dahil edilebilir. Ayrıca bu çalışmada örnekler 10000 siklus hidrotermal yaşlandırma

prosedürüne tabi tutulmuştur. İlerleyen çalışmalarda örneklerin ağız ortamında tam simülasyonunu sağlamak adına dinamik yaşlandırma olarak tanımlanan çiğneme simülatörleri kullanılabilir. Ek olarak, eklemeli üretim teknolojileriyle üretilen monolitik zirkonya restorasyonların opak karakterde olması, özellikle estetik açıdan beklentinin yüksek olduğu anterior bölgelerde kullanımlarını sınırlamaktadır. Bu teknolojide kullanılan zirkonya süspansiyonların renk ve translusensi özellikleri önemli düzeyde gelişime ihtiyaç duyan bir husustur.

### Kaynakça

- Abd Alraheem, I., Al-Asmar, A., Hasan, N., Asoleihat, F., & Alkayed, A. (2023). Clinical evaluation of cemented and adhesively resin-bonded monolithic and partially layered zirconia and lithium disilicate crowns. *The Saudi Dental Journal*, 35(5), 508-514. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.04.001>
- 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>
- Abdelhafiz, S. H., Abdelkader, S. H., & Azer, A. (2022). Marginal and internal fit evaluation of metal copings fabricated by selective laser sintering and CAD/CAM milling techniques: in-vitro study. *Alexandria Dental Journal*, 47(2), 134-139. DOI: 10.21608/ADJALEXU.2021.53797.1139
- Abdulla, M. A., Ali, H., & Jamel, R. S. (2020). CAD-CAM technology: a literature review. *Al-Rafidain Dental Journal*, 20(1), 95-113. DOI: [10.33899/rden.2020.164542](https://doi.org/10.33899/rden.2020.164542)
- Abdullah, A. O., Muhammed, F. K., Zheng, B., & Liu, Y. (2018). An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 7(1). <https://sid.ir/paper/335530/en>
- Abduo, J., Ho, G., Centorame, A., Chohan, S., Park, C., Abdouni, R., ... & Ngo, C. (2023). Marginal accuracy of monolithic and veneered zirconia crowns fabricated by conventional and digital workflows. *Journal of Prosthodontics*, 32(8), 706-713. <https://doi.org/10.1111/jopr.13618>
- Abduo, J., Lyons, K., Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent*, 2014, 783948. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Abualsaud, R., & Alalawi, H. (2022). Fit, precision, and trueness of 3D-printed zirconia crowns compared to milled counterparts. *Dentistry Journal*, 10(11), 215. <https://doi.org/10.3390/dj10110215>
- Abualsaud, R., Abussaud, M., Assudmi, Y., Aljoaib, G., Khaled, A., Alalawi, H., ... & Gad, M. M. (2022). Physiomechanical and surface characteristics of 3d-

- printed zirconia: An in vitro study. *Materials*, 15(19), 6988.  
<https://doi.org/10.3390/ma15196988>
- Adamczyk, M., Liberadzki, P., & Sitnik, R. (2020). Temperature compensation method for mechanical base of 3d-structured light scanners. *Sensors*, 20(2), 362. <https://doi.org/10.3390/s20020362>
- Ahmed, W. M., Abdallah, M. N., McCullagh, A. P., Wyatt, C. C., Troczynski, T., & Carvalho, R. M. (2019). Marginal discrepancies of monolithic zirconia crowns: the influence of preparation designs and sintering techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 288-298. <https://doi.org/10.1111/jopr.13021>
- Ahrberg, D., Lauer, H. C., Ahrberg, M., & Weigl, P. (2016). Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*, 20, 291-300.  
<https://doi.org/10.1007/s00784-015-1504-6>
- Aksoy, D. İ., Varol, D. S., & Özkan, Y. (2012). Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(6), 124-131. <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/27228>
- Aktas, G., Guncu, M. B., Amini, H., Turkyilmaz, I., Gavras, J. N., & Zengin, H. Y. (2023). Fit of High-Translucency Zirconia Fixed Dental Prostheses Using Two Different Intraoral Scanners. *International Journal of Prosthodontics*, 36(4), 498-500.
- Al-Atyaa, Z. T., & Majeed, M. A. (2018). Comparative evaluation of the marginal and internal fitness of monolithic CAD/CAM zirconia crowns fabricated from different conventional impression techniques and digital impression using silicone replica technique (an in vitro study). *Biomedical and Pharmacology Journal*, 11(1), 477-490. DOI : <https://dx.doi.org/10.13005/bpj/1397>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72-84.  
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Alharbi, N., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2016). Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International journal of prosthodontics*, 29(5), 503-510. <https://doi.org/10.11607/ijp.4835>

- Al-Jubuori, O., & Azari, A. (2015). An introduction to dental digitizers in dentistry. A systematic review. *J Chem Pharm Res*, 7(8), 10-20.
- Alkaff, N. A. A. (2021). Marginal fit and internal adaptation of monolithic zirconia 3-unit fixed dental prostheses: in-vitro study (*Doctoral dissertation, University of British Columbia*). DOI: 10.14288/1.0401886
- Alkhalagi, T., Alzahrani, M., Alkathiri, M. A., Basunbul, G. I., & Marghalani, A. (2023). Vertical Marginal Discrepancy of a Monolithic Zirconia Crown with Different Cement Spaces. *International Journal of Dentistry*, 2023. <https://doi.org/10.1155/2023/6698453>
- Alsarani, M. M., Rizkalla, A. S., Fava, J., Coyle, T. W., & El-Mowafy, O. (2023). Marginal Discrepancy and Internal Fit of Bi-Layered and Monolithic Zirconia Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *Applied Sciences*, 13(20), 11461. <https://doi.org/10.3390/app132011461>
- Al-shalan, A., Arwa, A., Aldin, D., Bin-Abbas, S., Al-shmlani, M., & Asif, Z. (2019). Marginal and internal fit of CAD CAM system: A literature review. *The Saudi Dental Journal*, 31, S21. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.01.023>
- Altun, A. A., Prochaska, T., Konegger, T., & Schwentenwein, M. (2020). Dense, strong, and precise silicon nitride-based ceramic parts by lithography-based ceramic manufacturing. *Applied Sciences*, 10(3), 996. <https://doi.org/10.3390/app10030996>
- Al-Zubaidi, Z. A. K., & Al-Shamma, A. M. W. (2015). The effect of different finishing lines on the marginal fitness of full contour zirconia and glass ceramic CAD/CAM crowns (an in-vitro study). *Journal of Dental Materials and Techniques*, 4(3), 127-136. Doi: 10.22038/JDMT.2015.4595
- An, S., Kim, S., Choi, H., Lee, J. H., & Moon, H. S. (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1171-1175. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.024>
- Asharaf, S., Karthigeyan, A. S., Deivanai, M., & Mani, R. (2014). Zirconia: properties and application" a review. *Pakistan Oral & Dental Journal*, 34(1).
- Ashraf, Y., Sabet, A., Hamdy, A., & Ebeid, K. (2020). Influence of preparation type and tooth geometry on the accuracy of different intraoral scanners. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 800-804. <https://doi.org/10.1111/jopr.13202>



- Ayers, C. (2022). Marginal Fit and Clinical Evaluation of Full Contour Digitally Designed and Milled Gold Crowns: An in Vitro Study Using Micro-Ct Technology (*Master's thesis, The University of North Carolina at Chapel Hill*).
- Azari, A., Nikzad, S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyping J*, 15(3), 216–225. DOI 10.1108/13552540910961946
- Bae, E. B., Cho, W. T., Park, D. H., Hwang, S. H., Lee, S. H., Yun, M. J., ... & Huh, J. B. (2023). Comparison of fit and trueness of zirconia crowns fabricated by different combinations of open CAD-CAM systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 15(3), 155-170. doi: 10.4047/jap.2023.15.3.155
- 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>
- Bindl, A., & Mörmann, W. (2007). Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27(6), 567–575. PMID: 18092451
- Boitelle, P., Mawussi, B., Tapie, L., & Fromentin, O. (2014). A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of oral rehabilitation*, 41(11), 853-874. <https://doi.org/10.1111/joor.12205>
- Bomze, D., & Ioannidis, A. (2019). 3D-printing of high-strength and bioresorbable ceramics for dental and maxillofacial surgery applications-the LCM process. *Ceramic Applications*, 7(1), 38-43.
- Boonnithi, A., & Anunmana, C. (2020). The effect of monolithic zirconia crown dimension on the accuracy of fit. *Mahidol Dental Journal*, 40(2), 137-146.
- Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1425-1431. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.012>
- Botelho, M. G., Dangay, S., Shih, K., & Lam, W. Y. (2018). The effect of surface treatments on dental zirconia: An analysis of biaxial flexural strength, surface roughness and phase transformation. *Journal of dentistry*, 75(2018), 65-73. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.05.016>
- Bousnaki, M., Chatziparaskeva, M., Bakopoulou, A., Pissiotis, A., & Koidis, P. (2020). Variables affecting the fit of zirconia fixed partial dentures: A

- systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 686-692.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.06.019>
- Bove, A., Calignano, F., Galati, M., & Iuliano, L. (2022). Photopolymerization of ceramic resins by stereolithography process: a review. *Applied Sciences*, 12(7), 3591. <https://doi.org/10.3390/app12073591>
- Braian, M., Jönsson, D., Kevci, M., Wennerberg, A. (2018). Geometrical accuracy of metallic objects produced with additive or subtractive manufacturing: A comparative in vitro study. *Dent Mater*, 34(7), 978-993.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.009>
- 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>
- Bultan, Ö., Öngül, D., & Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın Mikroyapılarına ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.  
<https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/93510>
- Burgess, J. O. All About Zirconia. (2018). *Dentaltown.com*, 62-75.  
<https://www.dentaltown.com/Images/dentaltown/magimages/0318/azPg62.pdf>
- Cai, P., Guo, L., Liu, L., Zhang, Q., Li, J., & Lue, Q. (2022). Rapid manufacturing of silica glass parts with complex structures through stereolithography and pressureless spark plasma sintering. *Ceramics International*, 48(1), 55-63.  
<https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.08.345>
- Cai, P., Guo, L., Wang, H., Li, J., Li, J., Qiu, Y., ... & Lue, Q. (2020). Effects of slurry mixing methods and solid loading on 3D printed silica glass parts based on DLP stereolithography. *Ceramics International*, 46(10), 16833-16841. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.03.260>
- Camargo, B., Willems, E., Jacobs, W., Van Landuyt, K., Peumans, M., Zhang, F., ... & Van Meerbeek, B. (2022). 3D printing and milling accuracy influence full-contour zirconia crown adaptation. *Dental Materials*, 38(12), 1963-1976.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.11.002>
- Cameron, A. B., Choi, J. J. E., Andrew, I. P., Lyon, N., Yaparathna, N., Dehaghani, A. E., & Feih, S. (2024). Assessment of the trueness of additively manufactured mol3% zirconia crowns at different printing orientations with

- an industrial and desktop 3D printer compared to subtractive manufacturing. *Journal of Dentistry*, 144(2024), 104942. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104942>
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70-76. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>
- Çelik, M., Bural, C., & Bayrakdar, G. (2014). Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(8), 106-116. <https://doi.org/10.17567/dfd.91103>
- Cetik, S., Bahrami, B., Fossoyeux, I., & Atash, R. (2017). Adaptation of zirconia crowns created by conventional versus optical impression: in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 208-216. doi: 10.4047/jap.2017.9.3.208
- Chen, Z. H. A. O., Yue-hui, B. A. I., Yang, L. I. U., Shan-shan, J. I. A. N. G., Qing-long, S. H. A. N. G., Tian-tian, Z. H. A. O., ... & Jian-ping, J. I. A. O. (2023). Effect of polishing method and time on the fitness of CAD/CAM zirconia ceramic crown. *Shanghai Journal of Stomatology*, 32(3), 236. doi: 10.19439/j.sjos.2023.03.003
- Chen, Z., Li, D., Zhou, W., & Wang, L. (2010). Curing characteristics of ceramic stereolithography for an aqueous-based silica suspension. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: *Journal of Engineering Manufacture*, 224(4), 641-651. <https://doi.org/10.1243/09544054JEM1751>
- Chen, Z., Li, Z., Li, J., Liu, C., Lao, C., Fu, Y., ... & 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>
- Cho, J. H., Yoon, H. I., Han, J. S., & Kim, D. J. (2019). Trueness of the inner surface of monolithic crowns fabricated by milling of a fully sintered (Y, Nb)-TZP block in chairside CAD–CAM system for single-visit dentistry. *Materials*, 12(19), 3253. <https://doi.org/10.3390/ma12193253>
- Cho, J. H., Yoon, H. I., Oh, J. H., & Kim, D. H. (2023). Effect of maximum support attachment angle on intaglio surface trueness of anatomic contour monolithic prostheses manufactured by digital light processing and zirconia suspension.

- The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(3), 478-485.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.12.003>
- Chou, W. T., Chuang, C. C., Wang, Y. B., & Chiu, H. C. (2021). Comparison of the internal fit of metal crowns fabricated by traditional casting, computer numerical control milling, and three-dimensional printing. *Plos One*, 16(9), e0257158. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257158>
- Çin, V., İzgi, A. D., Kale, E., & Yilmaz, B. (2023). Marginal and internal fit of monolithic zirconia crowns fabricated by using two different cad-cam workflows: An in vitro study. *Prosthesis*, 5(1), 35-47.  
<https://doi.org/10.3390/prosthesis5010003>
- Cokic, S. M., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., Camargo, B., Willems, E., Li, M., & Zhang, F. (2020). Mechanical properties, aging stability and translucency of speed-sintered zirconia for chairside restorations. *Dental Materials*, 36(7), 959-972. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.026>
- Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Constantiniuc, M., Manole, M., Bacali, C., Ispas, A., Popa, D., Burde, A. V., & Baci, S. (2021). Benefits of Using CAD/CAM Technology in Dental Prosthetics. *International Journal of Medical Dentistry*, 25(1), 124-131.
- da Silva, L. H., de Lima, E. Hochman, M., Özcan, M., & Cesar, P. F. (2017). Monolithic Zirconia for Prosthetic Reconstructions: Advantages and Limitations. *Current Oral Health Reports*, 4(3), 197-200.  
<https://doi.org/10.1007/s40496-017-0153-z>
- Dahl, B. E., Rønold, H. J., & Dahl J. E. (2017). Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(3), 400-404.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.017>
- de Araújo-Júnior, E. N. S., Bergamo, E. T. P., Campos, T. M. B., Jalkh, E. B. B., Lopes, A. C. O., Monteiro, K. N., Cesar, P. F., Tongolo, F. C., Tanaka, R., & Bonfante, E. A. (2020). Hydrothermal degradation methods affect the properties and phase transformation depth of translucent zirconia. *Journal of*

- the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112 (2020), 104021.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104021>
- de Villaumbrosia, P. G., Martínez-Rus, F., García-Orejas, A., Salido, M. P., & Pradés, G. (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(4), 543-550.  
 doi:10.1016/j.prosdent.2016.01.025
- Del Piñal, M., Lopez-Suarez, C., Bartolome, J. F., Volpato, C. A., & Suarez, M. J. (2021). Effect of cementation and aging on the marginal fit of veneered and monolithic zirconia and metal-ceramic CAD-CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 323.e1-323.e7.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.036>
- Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, 37(2), 336-350.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.030>
- Denry, I., & Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 2008; 24(3), 299-307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Dewan, H. (2023). Clinical Effectiveness of 3D-Milled and 3D-Printed Zirconia Prosthesis—A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomimetics*, 8(5), 394. <https://doi.org/10.3390/biomimetics8050394>
- Di Fiore, A., Zuccon, A., Carraro, F., Basilicata, M., Bollero, P., Bruno, G., & Stellini, E. (2023). Assessment methods for marginal and internal fit of partial crown restorations: a systematic review. *Journal of Clinical Medicine*, 12(15), 5048. <https://doi.org/10.3390/jcm12155048>
- Dosumu, O. O., Ogunrinde, J. T., & Bamigboye, S. A. (2014). Knowledge of consequences of missing teeth in patients attending prosthetic clinic in uCh Ibadan. *Annals of Ibadan postgraduate medicine*, 12(1), 42-48.  
<https://www.ajol.info/index.php/aipm/article/view/107710>
- Drăguș, A. C., Augustin, M., Tănase, G., Mițariu, M., Mițariu, L., & Drăguș, I. A. (2022). Functional Tooth Redesign (Ftr). *SEA-Practical Application of Science*, 30(3/2022), 167-170.  
[https://seaopenresearch.eu/Journals/articles/SPAS\\_30\\_6.pdf](https://seaopenresearch.eu/Journals/articles/SPAS_30_6.pdf)

- Ebert, J., Özkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, Ö., Koops, U., ... & 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>
- Ekici, Z., Kılıçarslan, M. A., Bilecenoğlu, B., & Ocak, M. (2021). Micro-CT Evaluation of the Marginal and Internal Fit of Crown and Inlay Restorations Fabricated Via Different Digital Scanners belonging to the Same CAD-CAM System. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(3), 381-389.  
<https://doi.org/10.11607/ijp.6822>
- Elsaka, S. E. (2019). Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e279-e284.
- Elsherbini, M., Sakrana, A. A., Amin, R. A., Diaa, M., Özcan, M., & Al-Zordk, W. (2023). A micro-computed tomography analysis of internal and marginal fits of fixed partial dentures: Effect of preparation finish line designs on monolithic zirconia and heat-pressed zirconia-reinforced lithium disilicate. *Journal of Prosthodontics*, 32(5), e90-e99.  
<https://doi.org/10.1111/jopr.13656>
- Emir, F., & Ayyıldız, S. (2019). Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *journal of prosthodontic research*, 63(4), 434-439.  
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.03.001>
- Erdelt, K., Engler, M. L. P. D., Beuer, F., Güth, J. F., Liebermann, A., & Schweiger, J. (2019). Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(4), 683-689.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.013>
- Faruqi, S., Ganji, K. K., Bandela, V., Nagarajappa, A. K., Mohamed, R. N., Ahmed, M. A., ... & Alam, M. K. (2022). Digital assessment of marginal accuracy in ceramic crowns fabricated with different marginal finish line configurations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(5), 789-795.  
<https://doi.org/10.1111/jerd.12822>
- Fasih, P., Tavakolizadeh, S., Monfared, M. S., Sofi-Mahmudi, A., & Yari, A. (2023). Marginal fit of monolithic versus layered zirconia crowns assessed with 2 marginal gap methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(2), 250.e1-150.e7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.06.005>

- Freire, Y., Gonzalo, E., Lopez-Suarez, C., Pelaez, J., & Suarez, M. J. (2021). Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(3), 291-297. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_20\\_00003](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_20_00003)
- 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>
- Gassino, G., Monfrin, S. B., Scanu, M., Spina, G., & Preti, G. (2004). Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 218-223.
- Gatto, M. L., Groppo, R., Furlani, M., Giuliani, A., Mangano, C., & Mangano, F. (2022). Lithography-based Ceramic Manufacturing (LCM) versus Milled Zirconia Blocks under uniaxial compressive loading: An in vitro comparative study. *Journal of Dentistry*, 116(2022), 103886. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103886>
- Gawel, T. G. (2020). Review of additive manufacturing methods. *Solid State Phenomena*, 308, 1-20. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/SSP.308.1>
- Ghavami-Lahiji, M., Falahchai, M., & Habibi Arbastan, A. (2023). Different ways to measure marginal fit and internal adaptation of restorations in dentistry. *Journal of Dentomaxillofacial Radiology, Pathology and Surgery*, 12(1), 18-26.
- Ghodsi, S., & Jafarian, Z. (2018). A Review on Translucent Zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(2), 62-74. DOI: 10.1922/ejprd\_01759ghodsi13
- Gholamrezaei, K., Vafaei, F., Afkari, B. F., Firouz, F., & Seif, M. (2020). Fit of cobalt-chromium copings fabricated by the selective laser melting technology and casting method: A comparative evaluation using a profilometer. *Dental Research Journal*, 17(3), 200-207.
- 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>



- Grajower, R., & Lewinstein, I. (1983). A mathematical treatise on the fit of crown castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(5), 663-674.  
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90393-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90393-1)
- Grech, J., & Antunes, E. (2019). Zirconia in dental prosthetics: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(5), 4956-4964.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.06.043>
- Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 713-727.  
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.006>
- Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., & Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(1), 40-49.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70087-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70087-4)
- Groten, M., Girthofer, S., & Pröbster, L. (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 24(12), 871-881.  
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1997.tb00288.x>
- Groth, C., Kravitz, N. D., Jones, P. E., Graham, J. W., Redmond, W. R. (2014). Three-dimensional printing technology. *J. Clin. Orthod*, 48, 475-485.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 20(5), 449-456.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.002>
- 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>
- Gulati, V., Agrawal, A., & Singh, B. (2020). Evaluation of Influence of Finish line Design on Marginal Discrepancy of All-ceramics Lithium disilicate Crown restorations using  $\mu$ -CT. *In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 802(1), 012003. DOI 10.1088/1757-899X/802/1/012003
- Guo, N., & Leu, M. C. (2013). Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of mechanical engineering*, 8(3), 215-243.  
<https://doi.org/10.1007/s11465-013-0248-8>



- Gwiaździńska, P., Żołnierczyk, S., & Tański, T. Lithography-based Ceramic Manufacturing: 3D printing of ceramics. (2017).
- Ha, S. J., & Cho, J. H. (2016). Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(6), 439-448. doi: 10.4047/jap.2016.8.6.439
- Hamza, T. A., & Sherif, R. M. (2017). In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(6), 762-766.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.011>
- Harrer, W., Schwentenwein, M., Lube, T., & Danzer, R. (2017). Fractography of zirconia-specimens made using additive manufacturing (LCM) technology. *Journal of the European Ceramic Society*, 37(14), 4331-4338.  
<https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2017.03.018>
- He, R., Liu, W., Wu, Z., An, D., Huang, M., Wu, H., ... & 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>
- Helvey, G. A. (2007). Zirconia and computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) dentistry. *Functional Esthetics and Restorative Dentistry*, 1(3), 28-39.
- Hirano, M., Nomoto, S., Sato, T., Yotsuya, M., Hisanaga, R., & Sekine, H. (2022). Sintering distortion of monolithic zirconia in 4-unit fixed partial denture: Effect of layered structure and vertical milling area. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 128(2022), 105078.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105078>
- Hofer, A. K., Kocjan, A., & Bermejo, R. (2022). High-strength lithography-based additive manufacturing of ceramic components with rapid sintering. *Additive Manufacturing*, 59, 103141. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103141>
- Hou, X., Xu, X., Zhao, M., Kong, J., Wang, M., Lee, E. S., ... & Jiang, H. B. (2022). An overview of three-dimensional imaging devices in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(8), 1179-1196.  
<https://doi.org/10.1111/jerd.12955>
- Huang, G., Wu, L., Hu, J., Zhou, X., He, F., Wan, L., & Pan, S. T. (2022). Main applications and recent research progresses of additive manufacturing in

- dentistry. *BioMed research international*, 2022.  
<https://doi.org/10.1155/2022/5530188>
- Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., & Zhang, X. (2015). Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 623-627.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.012>
- Igret, A., Rotar, R. N., Ille, C., Topală, F., & Jivănescu, A. (2023). Marginal fit of milled versus different 3D-printed materials for provisional fixed dental prostheses: an in vitro comparative study. *Medicine and Pharmacy Reports*, 96(3), 298-304. doi: 10.15386/mpr-2588
- Irfan, U. B., Aslam, K., & Nadim, R. (2015). A Review on Cad Cam in Dentistry A Review on Cad Cam in Dentistry. *J Pak Dent Assoc*, 24(3), 112-116.
- Ispas, A., Iosif, L., Murariu-Măgureanu, C., Craciun, A., & Constantiniuc, M. (2021). Zirconia in dental medicine: a brief overview of its properties and processing techniques. *Human and Veterinary Medicine*, 13(1), 33-39.
- Jain, T., Porwal, A., Bangar, B., Randive, S., Vaishnav, K., Walkar, K., & Nayyar, A. (2018). Computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic biomaterials in dentistry: Past to present. *Journal of Dental & Allied Sciences*, 7(1). DOI:10.4103/jdas.jdas\_28\_17
- Jalalian, E., & Rastin, V. (2022). A comparative study of marginal adaptation between monolithic and layered zirconia crowns: a literature review. *Journal of Dental Materials and Techniques*, 11(3), 138-142.
- Jang, J. G., Kang, J. H., Joe, K. B., Sakthiabirami, K., Jang, K. J., Jun, M. J., ... & Park, S. W. (2022). Evaluation of Physical properties of Zirconia suspension with added silane Coupling Agent for Additive Manufacturing processes. *Materials*, 15(4), 1337. <https://doi.org/10.3390/ma15041337>
- Jang, K. J., Kang, J. H., Sakthiabirami, K., Lim, H. P., Yun, K. D., Yim, E. K., ... & Park, S. W. (2019). Evaluation of cure depth and geometrical overgrowth depending on zirconia volume fraction using digital light processing. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 19(4), 2154-2157.  
<https://doi.org/10.1166/jnn.2019.15971>
- Jansen, J. U., Lümke, N., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2019). Comparison of fracture toughness measurements for zirconia materials using two test

methods. *Dental materials journal*, 38(5), 806-812.

<https://doi.org/10.4012/dmj.2018-361>

Jeon, J. H., Choi, B. Y., Kim, C. M., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2015).

Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white-and blue-light scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 549-553.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.019>

Jeong, K. W., Yoon, H. I., Lee, J. H., Yeo, I. S. L., Kim, D. J., & Han, J. S. (2021).

Clinical feasibility of fully sintered (Y, Nb)-TZP for CAD-CAM single-unit restoration: a pilot study. *Materials*, 14(11), 2762.

<https://doi.org/10.3390/ma14112762>

Jerman, E., Lümckemann, N., Eichberger, M., Zoller, C., Nothelfer, S., Kienle, A., &

Stawarczyk, B. (2021). Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials*, 37(2), 212-222.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.007>

Jorquera, G. J., Sampaio, C. S., Bozzalla, A., Hirata, R., & Sánchez, J. P. (2021).

Evaluation of trueness and precision of two intraoral scanners and a conventional impression: an in vivo clinical study. *Quintessence Int*, 52(10), 904-910.

Juntavee, N., & Kornrum, S. (2020). Effect of Marginal Designs on Fracture

Strength of High Translucency Monolithic Zirconia Crowns. *International Journal of Dentistry*, 2020, 1-10. DOI: 10.1155/2020/8875609

Kale, E., Seker, E., Yilmaz, B., & Özcelik, T. B. (2016). Effect of cement space on

the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(6), 890-895.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.05.006>

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>

Kaleli, N., & Saraç, D. (2017). Influence of porcelain firing and cementation on the

marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different

- methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(5), 656-661.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.016>
- Kang, J. H., Jang, K. J., Sakthiabirami, K., Oh, G. J., Jang, J. G., Park, C., ... & Park, S. W. (2020). Mechanical properties and optical evaluation of scaffolds produced from 45S5 bioactive glass suspensions via stereolithography. *Ceramics International*, 46(2), 2481-2488.  
<https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.242>
- Kang, J. H., Sakthiabirami, K., Kim, H. A., Hosseini Toopghara, S. A., Jun, M. J., Lim, H. P., ... & Park, S. W. (2022). Effects of UV absorber on zirconia fabricated with digital light processing additive manufacturing. *Materials*, 15(24), 8726. <https://doi.org/10.3390/ma15248726>
- Karaalioğlu, O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakóltesi dergisi*, 2008(1), 25-32.
- Karabaş, Y. (2019). Yaşlandırma İşleminin Translusensi'si Arttırılmış Monolitik Zirkonya Materyallerinin Renk ve Işık Geçirgenliklerine Etkisi [Yayımlanmamış uzmanlık tezi]. Hacettepe Üniversitesi.
- Karagözoğlu, İ., Toksavul, S., & Toman, M. (2016). 3D quantification of clinical marginal and internal gap of porcelain laminate veneers with minimal and without tooth preparation and 2-year clinical evaluation. *Quintessence International*, 47(6), 461-471.
- Kauling, A. E., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D., & Keul, C. (2020). Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(3), 380-386.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.003>
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56(1), 84-96.  
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kernen, F., Schlager, S., Alvarez, V. S., Mehrhof, J., Vach, K., Kohal, R., ... & Flüge, T. (2022). Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1303-1309.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.007>

- Keskin, B. (2019). Sabit Protetik Tedavilerde Zirkonya Seramik Materyallerinin Kullanımı [Yayımlanmamış bitirme tezi]. İstanbul Üniversitesi.
- Khanlar, L. N., Barmak, A. B., Oh, Y., Mendha, U., Yared, S., & Zandinejad, A. (2023). Marginal and internal discrepancies associated with carbon digital light synthesis additively manufactured interim crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(1), 108.e1-108.e6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.04.007>
- Khanlar, L. N., Salazar Rios, A., Tahmaseb, A., & Zandinejad, A. (2021). Additive manufacturing of zirconia ceramic and its application in clinical dentistry: A review. *Dentistry journal*, 9(9), 104. <https://doi.org/10.3390/dj9090104>
- Khodaii, J., Barazandeh, F., Rezaei, M., Adibi, H., & Sarhan, A. A. (2019). Influence of grinding parameters on phase transformation, surface roughness, and grinding cost of bioceramic partially stabilized zirconia (PSZ) using diamond grinding wheel. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 105(11), 4715-4729. <https://doi.org/10.1007/s00170-019-04505-4>
- Kılıç, C. S. (2020). Monolitik Zirkonya ve Klinik Kullanımı [Yayımlanmamış bitirme tezi]. İstanbul Üniversitesi.
- Kim, G. B., Lee, S., Kim, H., Yang, D. H., Kim, Y. H., Kyung, Y. S., ... & Kim, N. (2016). Three-dimensional printing: basic principles and applications in medicine and radiology. *Korean journal of radiology*, 17(2), 182-197. <https://doi.org/10.3348/kjr.2016.17.2.182>
- Kim, H. K. (2020a). Effect of a rapid-cooling protocol on the optical and mechanical properties of dental monolithic zirconia containing 3–5 mol%  $Y_2O_3$ . *Materials*, 13(8), 1923. <https://doi.org/10.3390/ma13081923>
- Kim, H. K. (2020b). Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Materials*, 13(15), 3395. <https://doi.org/10.3390/ma13153395>
- 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>
- Kim, S. S., Jeong, J. H., Lee, J. I., & Cho, H. W. (2020). Effect of digital scans on marginal and internal discrepancies of zirconia crowns. *The Journal of*

*Prosthetic Dentistry*, 124(4), 461-467.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.027>

Kim, Y. K., Han, J. S., & Yoon, H. I. (2022). Evaluation of intaglio surface trueness, wear, and fracture resistance of zirconia crown under simulated mastication: A comparative analysis between subtractive and additive manufacturing. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(2), 122-132.

<https://doi.org/10.4047/jap.2022.14.2.122>

Kirsch, C., Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2017). Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clinical oral investigations*, 21, 551-558. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1916-y>

Kocaağaoğlu, H., Kılınc, H. I., & Albayrak, H. (2017). Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(1), 102-108.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.004>

Kocaağaoğlu, H., Kılınc, H. İ., Albayrak, H., & Kara, M. (2016). In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(3), 368-374. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.013>

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>

Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., & Rigos, A. E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 1-23.

<https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.002>

Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., & Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental research journal*, 8(1), 6-15. PMID: 22132009

Kumar, P. K. S., & Chopra, S. (2021). CAD-CAM Technology in Dentistry: A Brief Review. *MAR Dental Sciences*, 2(1), 1-11.

Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(1), 132-137.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>

- Lakhdar, Y., Tuck, C., Binner, J., Terry, A., & Goodridge, R. (2021). Additive manufacturing of advanced ceramic materials. *Progress in Materials Science*, 116(2021), 100736. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100736>
- Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., & Attal, J. P. (2016a). Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *International journal of computerized dentistry*, 19(1), 45-62. PMID: 27027102
- Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., & Attal, J. P. (2016b). Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. *International journal of computerized dentistry*, 19(2), 115-134. PMID: 27274561
- Lee, H. B., Bea, E. J., Lee, W. S., & Kim, J. H. (2023). Trueness of stereolithography ZrO<sub>2</sub> crowns with different build directions. *Dental Materials Journal*, 42(1), 42-48. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-041>
- Lee, H. B., Noh, M. J., Bae, E. J., Lee, W. S., & Kim, J. H. (2024). Accuracy of zirconia crown manufactured using stereolithography and digital light processing. *Journal of Dentistry*, 141(2024), 104834. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104834>
- Lee, H., Kim, H. S., Noh, K., Paek, J., & Pae, A. (2017). A simplified method for evaluating the 3-dimensional cement space of dental prostheses by using a digital scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 584-586. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.014>
- Lerner, H., Nagy, K., Pranno, N., Zarone, F., Admakin, O., & Mangano, F. (2021). Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 113(2021), 103792. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103792>
- Li, B., Jiang, Q., & Meng, D. (2023). Evaluation of the trueness and adaptation of zirconia crowns fabricated with stereolithography. *Dental Materials Journal*, 42(3), 441-448. <https://doi.org/10.4012/dmj.2022-146>
- Li, R., Chen, H., Wang, Y., & Sun, Y. (2021). Performance of stereolithography and milling in fabricating monolithic zirconia crowns with different finish line designs. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 115(2021), 104255. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104255>



- Li, R., Chen, H., Wang, Y., Zhou, Y., Shen, Z., & Sun, Y. (2020). Three-dimensional trueness and margin quality of monolithic zirconia restorations fabricated by additive 3D gel deposition. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 478-484. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2020.01.002>
- 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. *Int J Prosthodont*, 32(5), 439-443. DOI: 10.11607/ijp.6262
- Li, R., Xu, T., Wang, Y., & Sun, Y. (2023). Accuracy of zirconia crowns manufactured by stereolithography with an occlusal full-supporting structure: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(6), 902-907. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.015>
- Li, Y., Mao, Q., Li, X., Yin, J., Wang, Y., Fu, J., & Huang, Y. (2019). High-fidelity and high-efficiency additive manufacturing using tunable pre-curing digital light processing. *Additive Manufacturing*, 30, 100889. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.100889>
- Li, Y., Zhao, J., Sun, Z., Lin, N., & Zheng, Y. (2022). Three-dimensional fit of self-glazed zirconia monolithic crowns fabricated by wet deposition. *Dental Materials Journal*, 41(3), 363-367. <https://doi.org/10.4012/dmj.2021-236>
- Lian, Q., Sui, W., Wu, X., Yang, F., & Yang, S. (2018). Additive manufacturing of ZrO<sub>2</sub> ceramic dental bridges by stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*, 24(1), 114-119. DOI 10.1108/RPJ-09-2016-0144
- Lian, Q., Wu, X., Li, D., He, X., Meng, J., Liu, X., & Jin, Z. (2019). Accurate printing of a zirconia molar crown bridge using three-part auxiliary supports and ceramic mask projection stereolithography. *Ceramics International*, 45(15), 18814-18822. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.06.111>
- Liu, Q., Leu, M. C., & Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 29, 317-335. <https://doi.org/10.1007/s00170-005-2523-2>
- Liu, Y., Di, P., Zhao, Y., Hao, Q., Tian, J., & Cui, H. (2019). Accuracy of multi-implant impressions using 3D-printing custom trays and splinting versus conventional techniques for complete arches. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(4), 1007-1014. <https://doi.org/10.11607/jomi.7049>



- Logozzo, S., Franceschini, G., Kilpela, A., Governi, L., Caponi, M., & Blois, L. (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Internet Journal of Medical Technology*, 5, 1-18.
- Lu, Y., Mei, Z., Zhang, J., Gao, S., Yang, X., Dong, B., ... & Yu, H. (2020). Flexural strength and Weibull analysis of Y-TZP fabricated by stereolithographic additive manufacturing and subtractive manufacturing. *Journal of the European Ceramic Society*, 40(3), 826-834.  
<https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2019.10.058>
- Lube, T., Staudacher, M., Hofer, A. K., Schlacher, J., & Bermejo, R. (2023). Stereolithographic 3D printing of ceramics: challenges and opportunities for structural integrity. *Advanced engineering materials*, 25(7), 2200520.  
<https://doi.org/10.1002/adem.202200520>
- Lüchtenborg, J., Willems, E., Zhang, F., Wesemann, C., Weiss, F., Nold, J., ... & Spies, B. C. (2022). Accuracy of additively manufactured zirconia four-unit fixed dental prostheses fabricated by stereolithography, digital light processing and material jetting compared with subtractive manufacturing. *Dental Materials*, 38(9), 1459-1469.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.026>
- Lyu, J., Yang, X., Li, Y., Tan, J., & Liu, X. (2023a). Dimensional accuracy and clinical adaptation of monolithic zirconia crowns fabricated with the nanoparticle jetting technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.04.008>
- Lyu, J., Yang, X., Li, Y., Tan, J., & Liu, X. (2023b). Effect of build angle on the dimensional accuracy of monolithic zirconia crowns fabricated with the nanoparticle jetting technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(4), 613-e1. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.07.025>
- Mai, H. N., Lee, K. B., & Lee, D. H. (2017). Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(2), 208-215. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.030>
- Majumder, M., Rendall, C. S., Eukel, J. A., Wang, J. Y., Behabtu, N., Pint, C. L., ... & Pasquali, M. (2012). Overcoming the “coffee-stain” effect by compositional Marangoni-flow-assisted drop-drying. *The Journal of Physical Chemistry B*, 116(22), 6536-6542. <https://doi.org/10.1021/jp3009628>

- Mamatha, S., Biswas, P., & Johnson, R. (2023). Digital light processing of ceramics: An overview on process, materials and challenges. *Progress in Additive Manufacturing*, 8(5), 1083-1102. <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00379-3>
- Mani, M., Lyons, K. W., & Gupta, S. K. (2014). Sustainability characterization for additive manufacturing. *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology*, 119, 419. <https://doi.org/10.1080/00207543.2014.886788>
- Mansour, F. K., Ibrahim, R. M., Mansour, H., & Hamdy, A. M. (2021). Assessment of internal fit and micro leakage of conventionally fabricated ceramometallic restoration versus CAD wax and press veneering (in-vitro study). *BDJ open*, 7(1), 17. <https://doi.org/10.1038/s41405-021-00072-7>
- Manziuc, M. M., Gasparik, C., Burde, A. V., Colosi, H. A., Negucioiu, M., & Ducea, D. (2019b). Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 478-485. <https://doi.org/10.1111/jerd.12493>
- Manziuc, M. M., Gasparik, C., Negucioiu, M., Constantiniuc, M., Burde, A., Vlas, I., & Ducea, D. (2019a). Optical properties of translucent zirconia: a review of the literature. *The EuroBiotech Journal*, 3(1), 45-51. <https://doi.org/10.2478/ebtj-2019-0005>
- 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)
- Martorelli, M., Gerbino, S., Giudice, M., & Ausiello, P. (2013). A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dental Materials*, 29(2), e1-e10. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.10.011>
- Masciandaro, S., Torrell, M., Leone, P., & Tarancón, A. (2019). Three-dimensional printed yttria-stabilized zirconia self-supported electrolytes for solid oxide fuel cell applications. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(1), 9-16. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2017.11.033>
- Mau, R., Nazir, J., & Seitz, H. (2019). Dimensional accuracy of 3D printing of PEGDA parts using Digital Light Processing technology. *Transactions on*

- Additive Manufacturing Meets Medicine*, 1(1). DOI: 10.18416/AMMM.2019.1909S03P11
- May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(4), 394-404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70002-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70002-2)
- McLaren, E. A., Lawson, N., Choi, J., Kang, J., & Trujillo, C. (2017). New high-translucent cubic-phase-containing zirconia: Clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compendium*, 38(6), 13-16.
- McLean, J. W., von Fraunhofer, J. A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131:107–111.
- Meirowitz, A., Bitterman, Y., Levy, S., Mijiritsky, E., & Dolev, E. (2019). An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center. *BMC oral health*, 19(103), 1-6. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0810-9>
- Meng, J., Lian, Q., Xi, S., Yi, Y., Lu, Y., & Wu, G. (2022). Crown fit and dimensional accuracy of zirconia fixed crowns based on the digital light processing technology. *Ceramics International*, 48(12), 17852-17863. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2022.03.057>
- 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/10.1111/jerd.12535>
- Mikolajczyk, T., Malinowski, T., Moldovan, L., Fuwen, H., Paczkowski, T., & Ciobanu, I. (2019). CAD CAM system for manufacturing innovative hybrid design using 3D printing. *Procedia Manufacturing*, 32(2019), 22-28. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.02.178>
- Misch, C. E. (2007). Contemporary implant dentistry-E-Book. *Elsevier Health Sciences*. <https://books.google.com.cy/books?id=x-nv3oQZQ8IC>
- Mitteramskogler, G., Gmeiner, R., Felzmann, R., Gruber, S., Hofstetter, C., Stampfl, J., ... & Laubersheimer, J. (2014). Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics. *Additive Manufacturing*, 1, 110-118. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2014.08.003>

- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Moon, J. M., Jeong, C. S., Lee, H. J., Bae, J. M., Choi, E. J., Kim, S. T., ... & Oh, S. H. (2022). A comparative study of additive and subtractive manufacturing techniques for a zirconia dental product: An analysis of the manufacturing accuracy and the bond strength of porcelain to zirconia. *Materials*, 15(15), 5398. <https://doi.org/10.3390/ma15155398>
- Morsy, N., El Kateb, M., Azer, A., & Fathalla, S. (2021). Fit of monolithic multilayer zirconia fixed partial dentures fabricated by conventional versus digital impression: a clinical and laboratory investigations. *Clinical Oral Investigations*, 25, 5363-5373. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03845-4>
- Morsy, N., El Kateb, M., Azer, A., & Fathalla, S. (2023). Fit of zirconia fixed partial dentures fabricated from conventional impressions and digital scans: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(1), 28-34. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.08.025>
- Mousa, A. A., & Bashir, M. O. (2017). Additive manufacturing: a new industrial revolution-A review. *Journal of Scientific Achievements*, 2(3), 19-31.
- Nağaş, I. Ç., & Ergün, G. (2008). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 51-60. <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/278230>
- 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, 3694. <https://doi.org/10.3390/ma14133694>
- Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419-428. <https://doi.org/10.1111/jopr.12006>
- Nulty, A. B. (2021). A comparison of full arch trueness and precision of nine intra-oral digital scanners and four lab digital scanners. *Dentistry journal*, 9(7), 75. <https://doi.org/10.3390/dj9070075>
- Ohkuma, K., Kameda, T., & Terada, K. (2019). Five-axis laser milling system that realizes more accurate zirconia CAD/CAM crowns by direct milling from

- fully sintered blocks. *Dental materials journal*, 38(1), 52-60.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2017-443>
- Oka, Y., Sasaki, J. I., Wakabayashi, K., Nakano, Y., Okamura, S. Y., Nakamura, T., ... & Yatani, H. (2016). Fabrication of a radiopaque fit-testing material to evaluate the three-dimensional accuracy of dental prostheses. *Dental Materials*, 32(7), 921-928. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.011>
- Önöral, Ö. (2020). Marginal discrepancy of 3-unit Co-Cr metal copings fabricated with additive and subtractive manners: A comparative study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23(9), 1274-1280. DOI: 10.4103/njcp.njcp\_33\_20
- Önöral, Ö., Ulusoy, M. (2016). New approaches in computer-aided printing technologies. *Cumhur Dent J*, 19(3), 256-266. doi: 10.7126/cumudj.298920
- Önöral, Ö., Ulusoy, M., Seker, E., & Etikan, İ. (2018). Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 415-420. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.022>
- Ortega, R., Gonzalo, E., Gomez-Polo, M., Lopez-Suarez, C., & Suarez, M. J. (2017). SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dental materials journal*, 36(4), 387-393.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2016-305>
- Osman, R. B., Alharbi, N., & Wismeijer, D. (2017). Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology?. *International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 182-188.
- Oyar, P. (2018). Laser sintering technology and balling phenomenon. *Photomedicine and laser surgery*, 36(2), 72-77. <https://doi.org/10.1089/pho.2017.4311>
- Özal, Ç., & Ulusoy, M. (2021). In-vitro evaluation of marginal and internal fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using digital scanning technologies. *The journal of advanced prosthodontics*, 13(6), 373. doi: 10.4047/jap.2021.13.6.373
- Özden, Y. E. (2017). Monolitik Zirkonya Restorasyonlarda Sinterleme Süresindeki Değişimin Marjinal ve İnternal Aralığa Etkisi [Yayımlanmamış doktora tezi]. Hacettepe Üniversitesi.
- Ozden, Y. E., Guncu, M. B., Aktas, G., & Canay, S. (2022). Effect of sintering time on the marginal and internal fit of monolithic zirconia crowns containing 3–4

mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *BMC Oral Health*, 22(1), 493. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02563-x>

Özkurt-Kayahan, Z. (2016). Monolithic Zirconia: A review of the literature.

*Biomedical Research (India)*, 27(4), 1427-1436.

<https://www.alliedacademies.org/articles/monolithic-zirconia-a-review-of-the-literature.pdf>

Pahlevaninezhad, H., Khorasaninejad, M., Huang, Y. W., Shi, Z., Hariri, L. P.,

Adams, D. C., ... & Suter, M. J. (2018). Nano-optic endoscope for high-

resolution optical coherence tomography in vivo. *Nature photonics*, 12(9),

540-547. <https://doi.org/10.1038/s41566-018-0224-2>

Palmero, P., Montanaro, L., Reveron, H., & Chevalier, J. (2014). Surface coating of

oxide powders: A new synthesis method to process biomedical grade nano-

composites. *Materials*, 7(7), 5012-5037. <https://doi.org/10.3390/ma7075012>

Park, J. Y., Bae, S. Y., Lee, J. J., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2017).

Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental

prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-

dimensional superimposition analysis. *The journal of advanced*

*prosthodontics*, 9(3), 159-169. doi: 10.4047/jap.2017.9.3.159

Park, S. H., Yoo, Y. J., Shin, Y. J., Cho, B. H., & Baek, S. H. (2016). Marginal and

internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restorative Dentistry*

*& Endodontics*, 41(1), 37-43. doi: 10.5395/rde.2016.41.1.37

Patil, M., Kambale, S., Patil, A., & Mujawar, K. (2018). Digitalization in dentistry:

CAD/CAM-a review. *Acta Scientifical Dental Sciences*, 2(1), 12-16.

<https://ddspier.com/wp-content/uploads/2021/02/Digitalization-in-Dentistry-CADCAM-A-Review.pdf>

Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014).

Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral*

*investigations*, 18, 1687-1694. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1132-y>

Pekkan, G., Özcan, M., & Subaşı, M. G. (2020b). Clinical factors affecting the

translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Odontology*, 108(4), 526-531.

<https://doi.org/10.1007/s10266-019-00446-2>

Pekkan, G., Pekkan, K., Bayindir, B. Ç., Özcan, M., & Karasu, B. (2020a). Factors

affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from

- materials science perspective. *Dental Materials Journal*, 39(1), 1-8.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2019-098>
- Pereira, G. K. R., Venturini, A. B., Silvestri, T., Dapieve, K. S., Montagner, A. F., Soares, F. Z. M., & Valandro, L. F. (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 151-163.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.017>
- 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)
- Piedra-Cascón, W., Methani, M. M., Quesada-Olmo, N., Jiménez-Martínez, M. J., & Revilla-León, M. (2021). Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 110-114.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.04.009>
- Pilecco, R. O., Dapieve, K. S., Baldi, A., Valandro, L. F., Scotti, N., & Pereira, G. K. R. (2023). Comparing the accuracy of distinct scanning systems and their impact on marginal/internal adaptation of tooth-supported indirect restorations. A scoping review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 105975. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105975>
- Pilecco, R. O., Machry, R. V., Baldi, A., Tribst, J. P. M., Sarkis-Onofre, R., Valandro, L. F., ... & Pereira, G. K. R. (2024). Influence of CAD-CAM milling strategies on the outcome of indirect restorations: A scoping review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.02.021>
- Pinto, C. C., Silva, L. A. L. D., Licurci, C. A. D. A., & Canabarro, A. (2024). Effect of clinical and laboratory techniques of cementation on the assessment of marginal and internal fit of prosthetic elements. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 23, e240950. <https://doi.org/10.20396/bjos.v23i00.8670950>
- Pizzolatto, G., & Borba, M. (2021). Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: literature review. *Cerâmica*, 67, 338-343.  
<https://doi.org/10.1590/0366-69132021673833133>
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I:



single crowns. *Clinical oral implants research*, 18(3), 73-85.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x>

Pooja Kakade, M. D. S., Zambre, G., Mhatre, S., Srichand, R., Joshi, M., & Gholap, P. (2023). Evolution of Intraoral Scanners in Dentistry: An Overview. *Eur. Chem. Bull*, 12 (7), 4267-4276.

Potestio, I. (2019). Lithoz: How lithography-based ceramic AM is expanding the opportunities for technical ceramics. *Powder Inject Mould Int*, 13(2), 2-5.

Quante, K., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24(10), 1311-1315. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.011>

Rao, M., B., Raju, M., Sajjan, M., S., & Raju, A., R. (2015). An Overview on Zirconia. *TPDI*, 6(2), 32-39.  
[https://www.researchgate.net/publication/295911625\\_An\\_overview\\_on\\_Zirconia](https://www.researchgate.net/publication/295911625_An_overview_on_Zirconia)

Refaie, A., Fouda, A., Bourauel, C., & Singer, L. (2023). Marginal gap and internal fit of 3D printed versus milled monolithic zirconia crowns. *BMC Oral Health*, 23(1), 448. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03184-8>

Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.  
<https://doi.org/10.1111/jopr.12801>

Revilla-León, M., Al-Haj Husain, N., Barmak, A. B., Pérez-López, J., Raigrodski, A. J., & Özcan, M. (2022a). Chemical composition and flexural strength discrepancies between milled and lithography-based additively manufactured zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 31(9), 778-783.  
<https://doi.org/10.1111/jopr.13482>

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., Methani, M. M., Morton, D., Zandinejad, A. (2020b). Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 730-737. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.018>



- Revilla-León, M., Meyer, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2020a). Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications. *Int J Comput Dent*, 23(1), 27-37. PMID: 32207459
- Revilla-León, M., Mostafavi, D., Methani, M. M., & Zandinejad, A. (2022b). Manufacturing accuracy and volumetric changes of stereolithography additively manufactured zirconia with different porosities. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(2), 211-215.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.021>
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., ... & Ducret, M. (2017). Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *Journal of healthcare engineering*, 2017, 8427595-9
- Robles-Medina, M., Romeo-Rubio, M., Salido, M. P., & Pradíes, G. (2020). Digital intraoral impression methods: an update on accuracy. *Current Oral Health Reports*, 7, 361-375. <https://doi.org/10.1007/s40496-020-00285-z>
- Rödiger, M., Schneider, L., & Rinke, S. (2018). Influence of material selection on the marginal accuracy of CAD/CAM-fabricated metal-and all-ceramic single crown copings. *BioMed research international*, 2018.  
<https://doi.org/10.1155/2018/2143906>
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Walter, R. (Eds.). (2022). Contemporary Fixed Prosthodontics: Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book. *Elsevier Health Sciences*. <https://books.google.com.cy/books?id=BKh2EAAAQBAJ>
- Rues, S., Zehender, N., Zenthöfer, A., Bömicke, W., Herpel, C., Ilani, A., ... & Schwindling, F. S. (2023). Fit of anterior restorations made of 3D-printed and milled zirconia: An in-vitro study. *Journal of Dentistry*, 130(2023), 104415.  
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104415>
- Ryu, J. E., Kim, Y. L., Kong, H. J., Chang, H. S., & Jung, J. H. (2020). Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(4), 225-32.  
<https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.225>
- Saker, S., & Özcan, M. (2021). Effect of surface finishing and polishing procedures on color properties and translucency of monolithic zirconia restorations at varying thickness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(6), 953-963. <https://doi.org/10.1111/jerd.12681>

- Saker, S., Zahran, D., & Al-Zordk, W. (2019). Impact of speed sintering on marginal discrepancy, internal fit and microleakage of monolithic zirconia crowns with different chamfer width. *Egyptian Dental Journal*, 65(2), 1703-1713. DOI: 10.21608/edj.2019.72924
- Sakornwimon, N., & Leevailoj, C. (2017). Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(3), 386-391. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.019>
- Samra, A. P. B., Morais, E., Mazur, R. F., Vieira, S. R., & Rached, R. N. (2016). CAD/CAM in dentistry—a critical review. *Revista Odonto Ciência*, 31(3), 140-144. <https://doi.org/10.15448/1980-6523.2016.3.21002>
- Sardar, S. S., Sabane, A. V., Patil, R. V., Jadhav, R. D., Patil, A. A., & Sardar, C. S. (2022). In Vitro Comparative Evaluation of Bond Strength of CAD/CAM Monolithic Zirconia Copings Influenced by Luting Agents and Finish Line Design. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 23(3), 343-350. PMID: 35781441
- Saridag, S., Tak, O., & Alniacik, G. (2013). Basic properties and types of zirconia: An overview. *World Journal of Stomatology*, 2(3), 40-47. <https://dx.doi.org/10.5321/wjs.v2.i3.40>
- Sathish, K., Kumar, S. S., Magal, R. T., Selvaraj, V., Narasimharaj, V., Karthikeyan, R., ... & Kassa, A. E. (2022). A comparative study on subtractive manufacturing and additive manufacturing. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/6892641>
- Schriwer, C., Skjold, A., Gjerdet, N. R., & Øilo, M. (2017). Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental materials*, 33(9), 1012-1020. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.06.009>
- Schweiger, J., Bomze, D., & Schwentenwein, M. (2019). 3D printing of zirconia—what is the future?. *Current Oral Health Reports*, 6, 339-343. <https://doi.org/10.1007/s40496-019-00243-4>
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J. F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010. <https://doi.org/10.3390/jcm10092010>

- Şeker, E., & Ersoy, A. E. (2010). Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 4(1), 493-504.
- Sen, N., & Isler, S. (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 761- 768. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.004>
- Şen, N., Us, Y. Ö., Turp, V., & Şen, D. (2017). Monolithic Zirconia: A literature review. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 127-132. [https://www.researchgate.net/publication/319263362\\_Monolitik\\_Zirkonya](https://www.researchgate.net/publication/319263362_Monolitik_Zirkonya)
- Shah, N., Thakur, M., Gill, S., Shetty, O., Alqahtani, N. M., Al-Qarni, M. A., ... & Chaturvedi, S. (2023). Validation of Digital Impressions' Accuracy Obtained Using Intraoral and Extraoral Scanners: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 12(18), 5833. <https://doi.org/10.3390/jcm12185833>
- Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., & Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.009>
- Sharanraj, V., Ramesha, C. M., Kavya, K., Kumar, V., Sadashiva, M., Chandan, B. R., & Naveen Kumar, M. (2021). Zirconia: as a biocompatible biomaterial used in dental implants. *Advances in Applied Ceramics*, 120(2), 63-68. <https://doi.org/10.1080/17436753.2020.1865094>
- Shenoy, V. K., & Prabhu, M. B. (2015). Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry–Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 5(2), 60-64. DOI: 10.4103/2229-5194.173229
- Shivaraman, V. (2023). In vitro comparison of marginal and internal fit of 3D printed definitive crowns and CAD CAM milled crowns (Doctoral dissertation, University of British Columbia). <https://dx.doi.org/10.14288/1.0431097>
- Singh, R., Saxena, K. K., & Singhal, P. (2022). Role of additive manufacturing in dental applications using ceramics: A review. *Materials Today: Proceedings*, 56(2022), 2359-2364. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.12.157>
- Skjold, A., Schriwer, C., Gjerdet, N. R., & Øilo, M. (2022). Fractographic analysis of 35 clinically fractured bi-layered and monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 125, 104271. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104271>
- Son, K., Lee, S., Kang, S. H., Park, J., Lee, K. B., Jeon, M., & Yun, B. J. (2019). A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed

- dental prostheses. *Journal of clinical medicine*, 8(6), 785.  
<https://doi.org/10.3390/jcm8060785>
- Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F., & Keul, C. (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal*, 33(5), 591-598.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2014-056>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017a). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5), 369-380. DOI: 10.3290/j.qi.a38057
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017b). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence international*, 48(6), 441-450. DOI: 10.3290/j.qi.a38157
- Su, G., Zhang, Y., Jin, C., Zhang, Q., Lu, J., Liu, Z., ... & 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>
- Sun, J., Binner, J., & Bai, J. (2020). 3D printing of zirconia via digital light processing: optimization of slurry and debinding process. *Journal of the European Ceramic Society*, 40(15), 5837-5844.  
<https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2020.05.079>
- Sun, Z., Shen, Z., Zhao, J., & Zheng, Y. (2023). Adaptation and uniformity of monolithic zirconia crowns fabricated by additive 3-dimensional gel deposition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(6), 859-865.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.023>
- Suzuki, S., Katsuta, Y., Ueda, K., & Watanabe, F. (2020). Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 460-467. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.12.005>
- Svanborg, P., & Hjalmarsson, L. (2020). A systematic review on the accuracy of manufacturing techniques for cobalt chromium fixed dental prostheses. *Biomaterial investigations in dentistry*, 7(1), 31-40.  
<https://doi.org/10.1080/26415275.2020.1714445>
- 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>

- Tamac, E., Toksavul, S., & Toman, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 909-913.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.020>
- Tekin, Y. H., & Hayran, Y. (2020). Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 283-290. doi: 10.4047/jap.2020.12.5.283
- Ting-shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313-321.  
<https://doi.org/10.1111/jopr.12218>
- Tuncel, İ., Turp, I., & Üşümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(3), 181-186. <http://dx.doi.org/10.4047/jap.2016.8.3.181>
- Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., & Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(4), 253-259.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60165-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60165-7)
- Ueda, K., Güth, J. F., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental Materials Journal*, 34(3), 310-314. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-238>
- Ulusoy, M. M., & Aydın K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Cilt I*. Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Unkovskiy, A., Schmidt, F., Beuer, F., Li, P., Spintzyk, S., & Kraemer Fernandez, P. (2021). Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis. *Journal of clinical medicine*, 10(5), 1070. <https://doi.org/10.3390/jcm10051070>
- Ural, Ç., & Kaleli, N. (2021). Direct digitalization devices in today's dental practice: Lab scanners an update and review. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*, 38(S2), 143-147.
- Van Noort, R. The future of dental devices is digital. (2012). *Dent Mater*, 28(1): 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Vasiliu, R. D., Porojan, S. D., & Porojan, L. (2020). In vitro study of comparative evaluation of marginal and internal fit between heat-pressed and CAD-CAM

- monolithic glass-ceramic restorations after thermal aging. *Materials*, 13(19), 4239. <https://doi.org/10.3390/ma13194239>
- Walton, T. R. (1999). A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6), 519-526. <https://sid.ir/paper/591994/en>
- Wang, G., Wang, S., Dong, X., Zhang, Y., & Shen, W. (2023). Recent progress in additive manufacturing of ceramic dental restorations. *Journal of Materials Research and Technology*, 26, 1028-1049. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.07.257>
- Wang, W., & Sun, J. (2021). Dimensional accuracy and clinical adaptation of ceramic crowns fabricated with the stereolithography technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(4), 657-663. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.02.032>
- 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>
- Watanabe, H., Fellows, C., & An, H. (2022). Digital technologies for restorative dentistry. *Dental Clinics*, 66(4), 567-590. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2022.05.006>
- Weaver, J. D., Johnson, G. H., & Bales, D. J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(6), 747-753. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90408-O](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90408-O)
- Westbeek, S., Remmers, J. J., Van Dommelen, J. A. W., & Geers, M. G. (2020). Multi-scale process simulation for additive manufacturing through particle filled vat photopolymerization. *Computational Materials Science*, 180, 109647. <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2020.109647>
- Wong, K. V., & Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing. *International scholarly research notices*, 2012, 1-10.
- Yadav, P., Sharma, V., Paliwal, J., Meena, K. K., Madaan, R., & Gurjar, B. (2023). An In Vitro Comparison of Zirconia and Hybrid Ceramic Crowns With Heavy Chamfer and Shoulder Finish Lines. *Cureus*, 15(1), 33940. DOI 10.7759/cureus.33940

- Yang, S., Li, Q., Chen, S. Y., & Yu, H. (2023). Effect of multiple firings on the marginal fit of monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(6), 897-901. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.12.030>
- Young, J. M., & Altschuler, B. R. (1977). Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 38(2), 216-225. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(77\)90289-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(77)90289-X)
- Yu, H., Chen, Y. H., Cheng, H., & Sawase, T. (2019). Finish-line designs for ceramic crowns: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(1), 22-30. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.002>
- Yucel, M. T., Aykent, F., & Avunduk, M. C. (2013). In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. *Journal of dental sciences*, 8(3), 225-230. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2012.05.009>
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024>
- Zhai, Z., & Sun, J. (2023). Research on the low-temperature degradation of dental zirconia ceramics fabricated by stereolithography. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(4), 629-638. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.012>
- 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, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W. D., Meerbeek, B., & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776- 1790. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.009>
- Zhang, F., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2020). Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials*, 36(4), 491-500. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.017>
- Zhang, L., Liu, H., Yao, H., Zeng, Y., & Chen, J. (2022). Preparation, microstructure, and properties of ZrO<sub>2</sub> (3Y)/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bioceramics for 3D printing of all-ceramic dental implants by vat photopolymerization. *Chinese*



- Journal of Mechanical Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, 1(2), 100023. <https://doi.org/10.1016/j.cjmeam.2022.100023>
- Zhang, X., Wu, X., & Shi, J. (2020). Additive manufacturing of zirconia ceramics: A state-of-the-art review. *Journal of materials research and technology*, 9(4), 9029-9048. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.05.131>
- Zhang, X., Yocom, C. J., Mao, B., & Liao, Y. (2019). Microstructure evolution during selective laser melting of metallic materials: A review. *Journal of Laser Applications*, 31(3). <https://doi.org/10.2351/1.5085206>
- Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*, 30(10), 1195-1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*, 97(2), 140-147. DOI: 10.1177/0022034517737483
- Zhou, Y., Li, Y., Ma, X., Huang, Y., & Wang, J. (2017). Role of span length in the adaptation of implant-supported cobalt chromium frameworks fabricated by three techniques. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(2), 124-129. doi: 10.4047/jap.2017.9.2.124
- Zhu, H., Jiang, J., Wang, Y., Wang, S., He, Y., & He, F. (2024). Additive manufacturing of dental ceramics in prosthodontics: The status quo and the future. *Journal of Prosthodontic Research*. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_23\\_00119](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_23_00119)
- Zhu, H., Zhou, Y., Jiang, J., Wang, Y., & He, F. (2023). Accuracy and margin quality of advanced 3D-printed monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.07.004>
- Žmak, I., Ćorić, D., Mandić, V., & Ćurković, L. (2020). Hardness and indentation fracture toughness of slip cast alumina and alumina-zirconia ceramics. *Materials*, 13(1), 122. <https://doi.org/10.3390/ma13010122>



## RESEARCH AND EDUCATION

## Influence of glazing and aging on the marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using additive and subtractive techniques

Dilem Toksoy, DDS,<sup>a</sup> and Özyay Önöral, DDS, PhD<sup>b</sup>

Zirconia has become a popular restorative material owing to its biocompatibility, chemical inertness, and excellent mechanical properties.<sup>1-7</sup> Because of its opacity, zirconia was formerly used only for fixed partial denture (FPD) copings and was veneered with feldspathic ceramics to provide excellent esthetics.<sup>8,9</sup> However, high incidences of chipping, delamination, and fracture related to this bilayer approach have been reported,<sup>10,11</sup> and this has led to the emergence of monolithic zirconia restorations (MZRs),<sup>6,9,11</sup> which offer improved performance.<sup>8</sup>

Subtractive fabrication (SF) of presintered zirconia blanks has become the predominant approach to fabricating MZRs.<sup>12-14</sup> However, SF has challenges, including microcrack formation during milling, the need to replace worn tools, and the limited reproduction of surface geometry as dictated by the bur size and by the number of axes in the SF machine.<sup>15-18</sup> Moreover, SF consumes excessive material, and

### ABSTRACT

**Statement of problem.** Studies are sparse on how glazing and aging influence the fit of additively fabricated monolithic zirconia restorations.

**Purpose.** The purpose of this in vitro study was to assess the effect of glazing and aging on the fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using different techniques.

**Material and methods.** A total of 32 monolithic zirconia restorations were fabricated for a typodont model by using 4 distinct techniques (subtractive fabrication [SF], stereolithography [SLA], digital light processing [DLP], and lithography-based ceramic manufacturing [LCM]). The silicone replica approach was adopted to measure the discrepancy values for premolar and molar abutments after sintering, glazing, and 1 year of aging. The silicone replicas were sliced into mesiodistal and buccopalatal cross-sections, and digital micrographs of the cross-sections were made with a  $\times 80$  stereomicroscope. An inherent measuring program was run to record the discrepancy values ( $\mu\text{m}$ ). Repeated-measures 2-way ANOVAs with the Bonferroni post hoc test were used to statistically analyze the acquired data. ( $\alpha=.05$ ).

**Results.** From the repeated measures 2-way ANOVAs, both the glazing $\times$ fabrication technique and the aging $\times$ fabrication technique interactions were not statistically significant ( $P>.05$ ). Glazing significantly influenced premolar abutment marginal ( $P=.022$ ) and occlusal ( $P=.007$ ) discrepancy values, as well as molar abutment marginal discrepancy values ( $P=.047$ ). Aging had a statistically significant effect on premolar abutment marginal ( $P=.008$ ) and occlusal ( $P=.011$ ) discrepancy values, as well as molar abutment occlusal discrepancy values ( $P=.039$ ). In both the glazing and aging data, for all areas of interest, statistically significant differences were detected among the fabrication techniques ( $P<.05$ ). The LCM group had the lowest discrepancy values, followed by the SLA, SF, and DLP groups.

**Conclusions.** The LCM and SLA groups outperformed the other groups in terms of fit accuracy. The glazing and aging procedures altered the discrepancy values. The marginal discrepancy values of all groups were below the threshold of clinical acceptability ( $<120 \mu\text{m}$ ). (J Prosthet Dent xxx:xxx-xxx-xxx)

the waste material cannot be reused.<sup>1,2,19-21</sup> Additive manufacturing (AM) (3-dimensional [3D] printing) has emerged as an alternative route to SF,<sup>19,22-24</sup> with benefits

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors. The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.  
<sup>a</sup>Research Assistant, Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Dentistry, Near East University, Nicosia, North Cyprus.  
<sup>b</sup>Associate Professor, Department of Prosthetic Dentistry, Faculty of Dentistry, Near East University, Nicosia, North Cyprus.

### Clinical Implications

Stereolithography and lithography-based ceramic manufacturing methods can be advocated as an alternative to subtractive fabrication. However, in terms of axio-occlusal and occlusal fit, DLP technology is not yet sufficiently accurate, and improvements are needed.

over SF in terms of raw material savings and the versatility to fabricate complex geometries.<sup>13,21,25-27</sup> Furthermore, AM produces fewer marginal flaws and eliminates the need for drill compensation at sharp edges.<sup>23,28,29</sup>

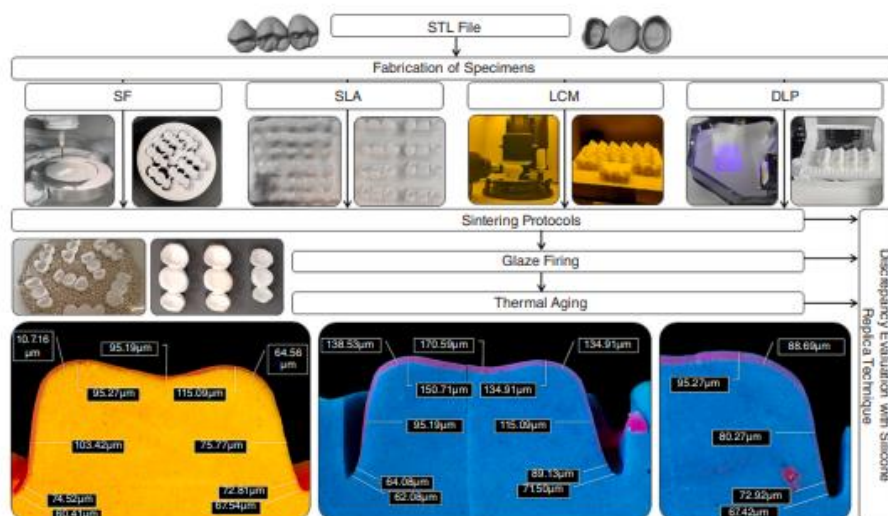
Among available AM technologies, stereolithography (SLA), digital light processing (DLP), and lithography-based ceramic manufacturing (LCM) techniques, all of which operate under vat-photopolymerization, are the most common for the fabrication of MZR. In SLA, the build platform is submerged in a liquid resin,<sup>7,21,32</sup> and an ultraviolet laser is used to trace the contours of each layer.<sup>19,22,33</sup> A series of lenses focuses the laser, which is then reflected off 2 motorized scanning mirrors (galvanometers). The laser beam is guided by the galvanometer and the layer is solidified.<sup>5,19,32</sup> Subsequently, the build platform descends by the thickness of the layer, enabling unpolymerized resin to cover the preceding layer.<sup>12,15,32</sup> The procedure is repeated until a homogeneous green part is printed.<sup>12,21</sup> Thermal treatments (postprocessing) of the green part include debinding to burn out organic materials in the photosensitive resin binder and sintering to fuse ceramic particles to achieve full density.<sup>5,7,24,30,34</sup> The DLP and SLA technologies operate in a similar manner, but with different light sources, which can be an arc lamp or thousands of microscopic mirrors on a semiconductor chip designated as a digital micromirror device.<sup>17,24,32</sup> Furthermore, DLP polymerizes all of the material of the layer with a single projection through the light projector,<sup>30</sup> but SLA solidifies locally in the illuminated field.<sup>5</sup> DLP offers a faster printing speed than SLA owing to ultrafast light shifting and internal projection.<sup>5,35</sup> However, SLA printers have better surface qualities, especially on challenging curved surfaces<sup>1,24</sup> as they present a 25- to 300- $\mu$ m print resolution without voxel pixelation. However, DLP printers create curves by approximating them into multiple cubic structures, leading to pixelation on complex surfaces. They have a 25- to 300- $\mu$ m print resolution, but with voxel pixelation. LCM is a newer technology that evolved from DLP technology. It operates by selectively polymerizing a suspension with blue light-emitting diode light.<sup>11,16,26</sup> The manufacturer has reported that an embedded wide quad extended graphics array projector provides the best precision.

Dental restorations need to be adapted to the underlying teeth for marginal sealing,<sup>22</sup> load-bearing capacity,<sup>23,36</sup> fracture resistance,<sup>27,28,30</sup> and retention.<sup>4</sup> A marginal discrepancy of up to 120  $\mu$ m has been considered clinically acceptable.<sup>3,21,30,33,37</sup> In the presence of marginal openings higher than this threshold value, cement dissolution may occur,<sup>3,30</sup> and these openings act as sites for bacterial accumulation,<sup>4</sup> promoting the development of caries and periodontal disease.<sup>3,20,22,27,36</sup> In a systematic review<sup>38</sup> regarding the fit of computer aided design-computer aided manufacturing (CAD-CAM) restorations, marginal fit values were reported to range from 39.1 to 201  $\mu$ m, and internal fit values from 23 to 230  $\mu$ m. Additionally, previous studies have reported marginal fit values of 25 to 120  $\mu$ m for SLA,<sup>2,20,23</sup> <100  $\mu$ m for LCM,<sup>4,16</sup> and <50  $\mu$ m for DLP.<sup>2,15,39</sup> Studies reporting values above 120  $\mu$ m for SLA and DLP are also available.<sup>3,17,30,40</sup> The fit of indirect restorations may also be influenced by subsequent fabrication steps, including sintering and glazing, which may distort the restoration and increase discrepancy. Although firing has been reported to increase discrepancy values,<sup>41</sup> dissenting opinion is also available<sup>42</sup>; a consensus has yet to be established.

Despite its relevance for the lifetime of indirect restorations, the fit of additively fabricated MZR has not been examined to the same extent as that of restorations fabricated with the SF technique. Moreover, previous studies<sup>3,4,23,33,43</sup> have focused on the fit of single-unit restorations rather than the fit of FPDs. Therefore, the purpose of this study was to assess the effect of glazing and aging on the fit of 3-unit MZR fabricated with SF, SLA, DLP, and LCM techniques. The null hypotheses were that no significant difference associated with the effect of glazing and aging on the fit accuracy would be observed between the control group (SF) and test groups (SLA, LCM, and DLP) and that no significant difference in fit accuracy would be detected among the 4 groups.

### MATERIAL AND METHODS

The experimental design is depicted in Figure 1. The maxillary left first molar was removed from a typodont model (AG-3; Frasco GmbH), and the maxillary left second premolar and maxillary left second molar were prepared with a total convergence angle of 10 to 12 degrees, a 1.5- to 2.0-mm occlusal reduction, and a circumferential chamfer margin of 1.0 mm. The prepared master model was scanned (inEos X5; Dentsply Sirona), and the acquired digital data were sent to a CAD software program (InLab 16.1; Dentsply Sirona). A 3-unit MZR with a marginal and internal discrepancy of 50  $\mu$ m was virtually designed, and the 3D design was exported as a standard tessellation language (STL) file for fabrication. Equipment and fabrication details are given in Table 1. The minimum



**Figure 1.** Experimental design. DLP, digital light processing; LCM, lithography-based ceramic manufacturing; SF, subtractive fabrication; SLA, stereolithography; STL, standard tessellation language.

**Table 1.** Equipment and fabrication features used in this study

Fabrication Technique (Group)	Technology	Machine	Machine Characteristics	Zirconia Grades
SF	Subtractive	inLab MC X5 (Dentsply Sirona)	Number of Axes: 5 Setting angle for A-axis: 360 degrees Settings angle for B-axis: +/- 30 degrees Blocks: 40x19x12 mm Disks (shape): 98.98.5 mm with collar Disks (thickness): up to 35 mm Light Source: UV laser Layer Thickness: 0.010 – 0.125 mm Build Envelope: 300x300x100 mm Resolution: 35 µm	GC Initial Zirconia HT (3 mol% yttria stabilized zirconia)
SLA	Additive	Ceramaker C900 Flex (3D Ceram Co.)	Light Source: UV laser Layer Thickness: 0.010 – 0.125 mm Build Envelope: 300x300x100 mm Resolution: 35 µm	3DMix Zirconia (3 mol% yttria stabilized zirconia)
LCM	Additive	Cerafab 565 Medical (Lithoz GmbH)	Light Source: LED Layer Thickness: 0.010 – 0.100 mm Build Envelope: 102x64x320 mm Lateral Resolution: 40 µm	LithaCon 3Y 210 (3 mol% yttria stabilized zirconia)
DLP	Additive	Zipro D (Aon Co.)	Light Source: UV LED Layer Thickness: 0.050 mm Build Envelope: 76.8x43.2x65 mm Maximum Resolution (XY): 0.04 mm Maximum Resolution (Z): 0.05 mm	Inni Cera (3 mol% yttria stabilized zirconia)

DLP, digital light processing; LCM, lithography-based ceramic manufacturing; SF, subtractive fabrication; SLA, stereolithography.

required sample size was calculated as 8 with 85% study power, an effect size of .30, and a significance level of .05 by using a software program (G\*power, v.3.1.9.7; Heinrich-Heine-University Düsseldorf).

For the SF group, the specimens were milled from a presintered zirconia disk (GC Initial Zirconia HT; GC Corp) in a 5-axis SF device (inLab MC X5; Dentsply Sirona) and then sintered (inFire HTC speed; Dentsply Sirona) to achieve full density at 1500 °C according to

the manufacturer's instructions. For the SLA group, the specimens were printed over a total of 14 hours from a zirconia slurry (3DMix Zirconia 3Y; 3D Ceram) with a 3D printer (Ceramaker C900 Flex; 3D Ceram). The green-state specimens were then cleaned of the unpolymerized slurry remnants by immersion in a solution (CeraClean; 3D Ceram) and by using an air pressure brush (3DCeram Clean Station Handpiece; 3D Ceram) and then subjected to debinding (Thermconcept ROC



150) to 600 °C for 80 hours and sintering (Thermconcept HTL 20/17) to 1450 °C for 19 hours to achieve full density. For the LCM group, the specimens were printed in a total of 5 hours and 21 minutes from a zirconia slurry (LithaCon 3Y 210; Lithoz) with a 3D printer (Cerfab S65 Medical; Lithoz). The green-state specimens were then cleaned of the unpolymerized sludge by using a dedicated solution (LithaSol 30; Lithoz) and an air pressure brush (Iwata Airbrush; Anest Iwata-Medea) and then subjected to 2 consecutive thermal treatments: preconditioning (TR240; Nabertherm GmbH) to 120 °C for 72 hours and 1-cycle firing (debinding and sintering) (LHTCT; Nabertherm GmbH) to 1450 °C for 72 hours. For the DLP group, the specimens were printed in a total of 4 hours from a zirconia slurry (Inni Cera; Aon) with a 3D printer (Zipro D; Aon). The green state specimens were then cleaned of the unpolymerized slurry with automatic and manual procedures by using 83% (approx. 200 mL) ethyl alcohol and subjected to debinding (Zirfur; Aon) to 1100 °C for 21 hours and sintering (LHTCT; Nabertherm GmbH) to 1500 °C for 5 hours to achieve full density.

Discrepancy measurements were made with the silicone replica technique.<sup>4,17,27,35</sup> Automixed (Applyfix 4; Kettenbach GmbH), fast-setting light-body silicone (Elite HD+; Zhermack) was spread onto the intaglio surfaces of the specimen, which was then positioned on the master model. An occlusal force of 50 N was applied to each abutment by using a special loading device. After 5 minutes of polymerization, the specimen was removed, retaining the silicone film inside the specimen, which was then circumferentially supported with fast-setting heavy-body silicone (Elite HD+ Putty Soft; Zhermack) and sectioned mesiodistally and buccopalatally with a scalpel. For each abutment, a total of 22 measurement points were allocated (Fig. 2). Digital micrographs were acquired from the cross-sections by using a ×80 stereomicroscope (SZ61TR; Olympus) and a high-speed camera (CMEX-10 Pro; Euromex). An

inherent measuring program was run to record the discrepancy values (µm). After glazing (Programat EP 5000; Ivoclar AG) the fully sintered specimens at 850 °C for 30 minutes (10-minute holding time), the discrepancy measurements were repeated. The specimens were finally subjected to 10 000 cycles in a thermocycler (SD Mechatronik GmbH) to simulate 1 year of aging in the oral cavity, and the discrepancy measurements were repeated. In total, 1536 marginal, 768 axial, 768 axio-occlusal, and 1152 occlusal discrepancy values were recorded.

The Shapiro-Wilk test validated the supposition of normal distribution ( $P > .05$ ). Data were subjected to repeated-measures 2-way analysis of variances (ANOVAs) and the Bonferroni post hoc test using a statistical analysis package (IBM SPSS Statistics, v23; IBM Corp) ( $\alpha = .05$ ).

## RESULTS

The mean discrepancy values for all areas of interest between the premolar and molar abutments were significantly different ( $P < .001$ ). Accordingly, the data obtained for the premolar and molar abutments were analyzed separately. According to the results of repeated measures 2-way ANOVAs, both the glazing × fabrication technique (Tables 2 and 3) and the aging × fabrication technique (Tables 4 and 5) interactions were not statistically significant ( $P > .05$ ). The mean discrepancy values and standard deviations of the 4 groups are depicted in Figures 3, 4. All marginal discrepancy values of all groups were lower than 120 µm.

The glazing variable significantly affected the marginal ( $P = .022$ ) and occlusal ( $P = .007$ ) discrepancy values of the premolar abutment, as well as the marginal discrepancy values of the molar abutment ( $P = .047$ ). For all areas of interest on both abutments, the fabrication technique variable significantly influenced the discrepancy values

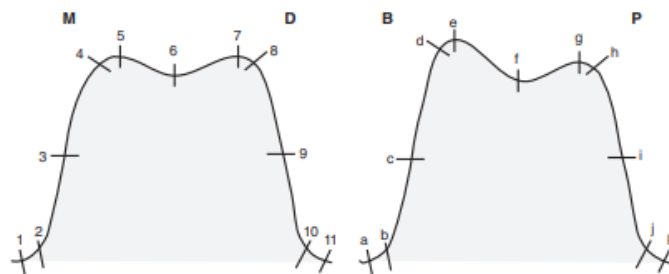


Figure 2. Measurement points assigned in mesiodistal and buccopalatal cross-sections. B, buccal; D, distal; M, mesial; P, palatal.

**Table 2.** Repeated measures 2-way ANOVAs on data of premolar abutment

Factor	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Assessment of Marginal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	409.506	1	409.506	5.855	.022
Fabrication Technique <sup>b</sup>	6917.207	3	2305.736	32.464	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	104.075	3	34.692	0.496	.688
Assessment of Axial Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	73.209	1	73.209	1.043	.316
Fabrication Technique <sup>b</sup>	8755.386	3	2918.462	37.792	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	15.398	3	5.133	0.073	.974
Assessment of Axio-Occlusal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	133.460	1	133.46	2.004	.168
Fabrication Technique <sup>b</sup>	28266.734	3	9422.245	132	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	47.451	3	15.817	0.238	.869
Assessment of Occlusal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	265.812	1	265.812	8.310	.007
Fabrication Technique <sup>b</sup>	43392.769	3	14464.256	156.135	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	155.216	3	51.739	1.617	.208

<sup>a</sup> Test within-subject contrasts.<sup>b</sup> Test between-subjects effects.**Table 3.** Repeated measures 2-way ANOVAs on data of molar abutment

Factor	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Assessment of Marginal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	194.428	1	194.428	4.338	.047
Fabrication Technique <sup>b</sup>	5310.807	3	1770.269	41.872	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	157.146	3	52.382	1.169	.339
Assessment of Axial Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	78.743	1	78.743	0.914	.347
Fabrication Technique <sup>b</sup>	6187.167	3	2062.389	14.149	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	4.367	3	1.456	0.017	.997
Assessment of Axio-Occlusal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	202.528	1	202.528	2.963	.096
Fabrication Technique <sup>b</sup>	35917.783	3	11972.594	115.838	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	43.316	3	14.439	0.211	.888
Assessment of Occlusal Discrepancy					
Glazing <sup>a</sup>	174.801	1	174.801	2.127	.156
Fabrication Technique <sup>b</sup>	38030.180	3	12676.727	114.28	<.001
Glazing × Fabrication Technique <sup>a</sup>	130.193	3	43.398	0.528	.667

<sup>a</sup> Test within-subject contrasts.<sup>b</sup> Test between-subjects effects.**Table 4.** Repeated measures 2-way ANOVAs on data of premolar abutment

Factor	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Assessment of Marginal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	406.778	1	406.778	8.074	.008
Fabrication Technique <sup>b</sup>	6618.112	3	2206.037	17.807	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	124.053	3	41.351	0.821	.493
Assessment of Axial Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	273.282	1	273.282	3.173	.086
Fabrication Technique <sup>b</sup>	8523.970	3	2841.323	43.731	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	47.472	3	15.824	0.184	.907
Assessment of Axio-Occlusal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	211.557	1	211.557	1.969	.172
Fabrication Technique <sup>b</sup>	28450.294	3	9483.431	63.963	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	65.696	3	21.899	0.204	.893
Assessment of Occlusal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	1176.147	1	1176.147	7.337	.011
Fabrication Technique <sup>b</sup>	49218.644	3	16406.215	98.296	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	249.361	3	83.120	0.519	.673

<sup>a</sup> Test within-subject contrasts.<sup>b</sup> Test between-subjects effects.

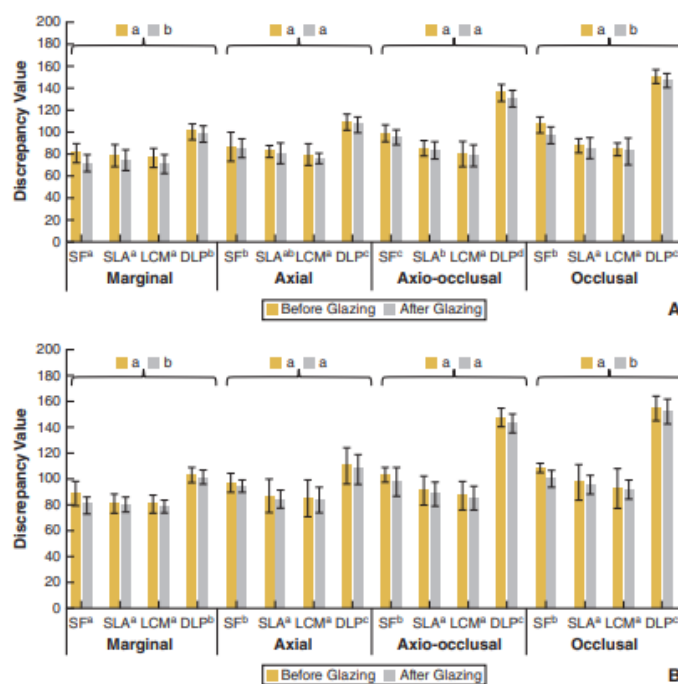
( $P<.001$ ). Differences among the fabrication techniques according to the Bonferroni post hoc test are shown in Figure 3. The LCM group had the lowest discrepancy values, followed by the SLA, SF, and DLP groups.

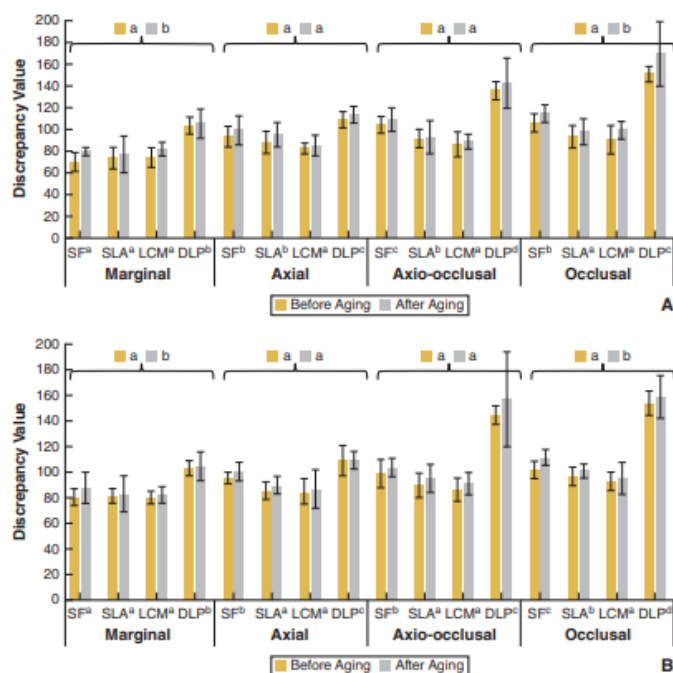
The aging variable significantly influenced the marginal ( $P=.008$ ) and occlusal ( $P=.011$ ) discrepancy values of the premolar abutment, as well as occlusal discrepancy values of

the molar abutment ( $P=.039$ ). For all areas of interest on both abutments, the fabrication technique variable significantly affected the discrepancy values ( $P<.001$ ). Figure 4 indicates the differences among fabrication techniques based on the Bonferroni post hoc test. The lowest discrepancy values were exhibited by the LCM group, and the highest for the DLP group.

**Table 5.** Repeated measures 2-way ANOVAs on data of molar abutment

Factor	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Assessment of Marginal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	186.425	1	186.425	2.405	.132
Fabrication Technique <sup>b</sup>	5323.998	3	1774.666	21.960	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	91.324	3	30.441	0.393	.759
Assessment of Axial Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	132.221	1	132.221	1.67	.207
Fabrication Technique <sup>b</sup>	5518.801	3	1839.600	22.371	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	55.332	3	18.444	0.233	.873
Assessment of Axio-Occlusal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	713.624	1	713.624	1.774	.194
Fabrication Technique <sup>b</sup>	39214.801	3	13071.600	45.457	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	159.441	3	53.147	0.132	.940
Assessment of Occlusal Discrepancy					
Aging <sup>a</sup>	403.206	1	403.206	4.712	.039
Fabrication Technique <sup>b</sup>	38711.889	3	12903.963	132.366	<.001
Aging × Fabrication Technique <sup>a</sup>	125.547	3	41.849	0.489	.693

<sup>a</sup> Test within-subject contrasts.<sup>b</sup> Test between-subjects effects.**Figure 3.** Interval plot of discrepancy values before and after glazing with Bonferroni post hoc test results. A, Premolar abutment. B, Molar abutment. Different superscript letters indicate statistically significant differences. DLP, digital light processing; LCM, lithography-based ceramic manufacturing; SF, subtractive fabrication; SLA, stereolithography.



**Figure 4.** Interval plot of discrepancy values before and after aging with Bonferroni post hoc test results. A, Premolar abutment. B, Molar abutment. Different superscript letters indicate statistically significant differences. DLP, digital light processing; LCM, lithography-based ceramic manufacturing; SF, subtractive fabrication; SLA, stereolithography.

## DISCUSSION

This *in vitro* study evaluated the influence of glazing and aging on the fit of 3-unit MZR fabricated using the SF, SLA, LCM, and DLP techniques. Glazing and aging significantly affected the discrepancy values in certain areas of interest. Moreover, significant differences have been detected among the fabrication techniques in all areas of interest. These findings led to the rejection of null hypotheses that no significant difference associated with the effect of glazing and aging on the fit accuracy would be observed between the control group (SF) and test groups (SLA, LCM, and DLP) and that no significant difference in fit accuracy would be detected among the 4 groups.

The marginal and internal fit of FPDs affect clinical success.<sup>16,20,44</sup> In the present study, the SF technique showed acceptable marginal and internal discrepancy values. However, the higher discrepancy values were encountered in the axio-occlusal and occlusal regions,

expected because of the surface resolution that is limited by the shape and size of milling bur<sup>3,2,20</sup> and because of the irregular topography of the occlusal area.<sup>16,36</sup> The results of the study also determined that the DLP group presented higher discrepancy values compared with those of other groups, consistent with other studies.<sup>3,30</sup> This was attributed to factors including that DLP-fabricated specimens may undergo anisotropic sintering shrinkage which may lead to misfit<sup>4,27,30,40</sup> and that a staircase-like phenomenon associated with the relatively higher print layer thickness may become influential on the dimensional accuracy.<sup>3,5,30,53</sup> Martorelli et al<sup>45</sup> reported that lower layer thicknesses demonstrated improved accuracy. In addition, the polymerization of a whole layer at once may lead to reduced accuracy,<sup>5,30</sup> and, as 1 image point (pixel) corresponds to 1 micromirror and because the digital micromirror device has a limited number of these micromirrors, increasing the build platform size increases the edge lengths along the x and y axes, resulting in reduced accuracy.<sup>29</sup> Geometric overgrowth

was added as another factor influencing fabrication accuracy; overgrowth emerged as the result of light scattering during the photopolymerization of the zirconia slurry, leading the surroundings to overpolymerize.<sup>46</sup> Light scattering arises as a result of zirconia's high refractive index, polycrystalline grain structure, and relatively large grain size.<sup>47,48</sup> Finally, DLP allows the rapid printing of a large area.<sup>5</sup> However, as the laser beam propagates through a lens for transferring a large-area pattern mask, lens distortion influences the straightness of the laser beam, reducing the accuracy of the final part.<sup>39</sup>

The MZR fabricated with SLA and LCM techniques in the present study met clinical requirements in terms of marginal and internal fit, consistent with other studies.<sup>5,4,16,20,23</sup> However, for SLA, unacceptable marginal and internal gap values have been reported.<sup>17,40</sup> Reasons for these different findings may be differences in printing parameters and postprocessing procedures.<sup>17</sup> The better performance of LCM may be associated with its state-of-the-art projector, which provides a higher resolution of 2560×1600 pixels and ensures the absolute precision of the printed component in combination with an objective lens developed for the process.<sup>11</sup> The better performance of SLA may be related to localized solidification in the illuminated field. Although SLA is expected to present lower discrepancy values, the light scattering generated by the ceramic particles incorporated into the liquid weakens its performance, even though the particles themselves are irradiation transparent. Scattering limits light penetration into the suspension and influences dimensional accuracy.<sup>24</sup> Mitteramskogler et al<sup>45</sup> reported that light scattering through ceramic-filled slurry generates dimensional overgrowth in the final geometry.

The authors are unaware of a study evaluating the marginal and internal fit of additively fabricated MZR under repeated heat treatments. Del Piñal et al<sup>49</sup> reported that aging did not have a significant effect on the marginal fit of MZR exposed to hydrothermal aging. Kale et al<sup>10</sup> assessed the vertical marginal fit of MZR after sintering and glazing and reported that neither process had a significant effect on vertical marginal fit. However, in the present study, glazing and aging significantly affected discrepancy values in specific areas of interest ( $P < .05$ ).

The support attachment angle and build direction of 3D printed zirconia crowns have been reported to influence marginal and internal fit.<sup>33,35</sup> Lee et al<sup>33</sup> reported that the build direction from the occlusal surface showed better results in terms of the marginal and internal fit of MZR compared to the build direction from the margin, and Ryu et al<sup>35</sup> reported that angulation of the support attachment between 150 and 180 degrees produced better outcomes of the marginal and internal fit. Therefore, in the present study, printed specimens were positioned on the build platform at a 150-degree angle, with the build direction from the occlusal surface.

Different ways of measuring the marginal and internal fit of restoration have been described.<sup>4,20,21,43,50</sup> The cross-sectioning method is destructive, incorrect superimposition of the scanned data may occur in the triple scanning method, the readings may be done erroneously because of artificial defects triggered by the radiation absorption coefficient and ray reflection in microcomputed tomography, and it can be challenging to evaluate thick and opaque materials in optical coherence tomography.<sup>50</sup> Although the silicone replica technique introduces the potential for deformation and tearing of the impression material,<sup>50</sup> it is a nondestructive, low-cost approach that allows for sensitive, repeatable measurements at several sites and has been used in numerous investigations.<sup>4,17,27,35</sup> Accordingly, the silicone replica approach was chosen for this investigation.

Finish line configurations have been shown to alter the fit accuracy of restorations.<sup>42,51</sup> Li et al<sup>22</sup> tested the effect of several finish line configurations on the fit accuracy of milled and 3D printed MZR and reported that chamfer and rounded shoulder finish lines were associated with improved marginal fit. Accordingly, the chamfer finish line was preferred.

Limitations of the present study included that the fit of 3-unit MZR were evaluated. Different results may be obtained in restorations with a longer span. MZR were manufactured on the build platform at a 150-degree angle with the build direction from the occlusal surface by using pillar supports. Alternative parameters may alter the findings. The silicone replica technique was used. Future studies should use a more precise digital measurement technique.

## CONCLUSIONS

Based on the findings of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. All marginal discrepancy values of the MZR were clinically acceptable ( $<120 \mu\text{m}$ ).
2. While the LCM and SLA groups had higher fit accuracy, the DLP group demonstrated the poorest fit accuracy across all measurement times and areas of interest.
3. The glazing and aging procedures significantly affected the discrepancy values.

## REFERENCES

1. Camargo B, Willems E, Jacobs W, et al. 3D printing and milling accuracy influence full-contour zirconia crown adaptation. *Dent Mater*. 2022;38:1963–1976.
2. Kim YK, Han JS, Yoon HI. Evaluation of intaglio surface trueness, wear, and fracture resistance of zirconia crown under simulated mastication: A comparative analysis between subtractive and additive manufacturing. *J Adv Prosthodont*. 2022;14:122–132.



3. Lyu J, Yang X, Li Y, Tan J, Liu X. Dimensional accuracy and clinical adaptation of monolithic zirconia crowns fabricated with the nanoparticle jetting technique. *J Prosthet Dent* 2023;1-7.
4. Refaie A, Fouda A, Bouraoui C, Singer L. Marginal gap and internal fit of 3D printed versus milled monolithic zirconia crowns. *BMC Oral Health* 2023;23:448.
5. Inano AC, Coláço R, Figueiredo-Pina CG, Sero AP. Recent advances on 3D-printed zirconia-based dental materials: A review. *Materials (Basel)* 2023;16:1880.
6. Botelho MG, Dangay S, Shih K, Lam WYH. The effect of surface treatments on dental zirconia. An analysis of basal flexural strength, surface roughness and phase transformation. *J Dent* 2018;75:65-73.
7. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Sero AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater* 2019;35:825-846.
8. Kattuluma-Yilmaz S, Oniral O, Aksoy H, Ozan O. Does the application of surface treatments in different denturing stages affect flexural strength and optical properties of zirconia? *J Esthet Restor Dent* 2020;32:81-90.
9. Maniur MM, Gasparik C, Burde AV, Colosi HA, Noguoiu M, Duda D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *J Esthet Restor Dent* 2019;31:478-485.
10. Kale E, Yilmaz B, Seker E, Ceylanik TB. Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2017;118:736-741.
11. Schwöiger J, Bönitz D, Schwenkwein M. 3D printing of zirconia-What is the future? *Curr Oral Biol Reports* 2019;6:339-343.
12. Revilla-León M, Al-Haj Husain N, Ceballos L, Özcan M. Flexural strength and Weibull characteristics of stereolithographic additive manufactured versus milled zirconia. *J Prosthet Dent* 2021;125:685-690.
13. Li R, Xu T, Wang Y, Sun Y. Accuracy of zirconia crowns manufactured by stereolithography with an occlusal full-supporting structure: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2022;1-6.
14. Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z. Stereolithography-fabricated zirconia dental prostheses: Concerns based on clinical requirements. *Adv Appl Ceram* 2020;13:226-242.
15. Cho JH, Yoon HI, Oh JH, Kim DH. Effect of maximum support attachment angle on intaglio surface trueness of anatomic contour monolithic prostheses manufactured by digital light processing and zirconia suspension. *J Prosthet Dent* 2023;129:478-485.
16. Lemeix H, Nagy K, Pranno N, Zarone F, Admakin O, Mangano F. Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Dent* 2021;113:103792.
17. Revilla-León M, Merhani MM, Marton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2020;124:750-757.
18. Revilla-León M, Mostafaei D, Merhani MM, Zandinejad A. Manufacturing accuracy and volumetric changes of stereolithography additively manufactured zirconia with different porosities. *J Prosthet Dent* 2022;128:211-215.
19. Revilla-León M, Meyer MJ, Zandinejad A, Özcan M. Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications. *Int J Comput Dent* 2020;23:27-37.
20. Alhualaid R, Alalawi H. Fit, precision, and trueness of 3D-printed zirconia crowns compared to milled counterparts. *Dent J* 2022;10:215.
21. Işret A, Rızar RN, İle C, Topal F, İvşinöçü A. Marginal fit of milled versus different 3D-printed materials for provisional fixed dental prostheses: An in vitro comparative study. *Mal Pharm Reports* 2023;96:298-304.
22. Li R, Chen H, Wang Y, Sun Y. Performance of stereolithography and milling in fabricating monolithic zirconia crowns with different finish line designs. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;115:104255.
23. Li B, Jiang Q, Meng D. Evaluation of the trueness and adaptation of zirconia crowns fabricated with stereolithography. *Dent Mater J* 2023;12:443-448.
24. Khanlar LN, Riss AS, Tahmaseb A, Zandinejad A. Additive manufacturing of zirconia ceramic and its application in clinical dentistry: A review. *Dent J* 2021;9:104.
25. Della Bona A, Carrelli V, Britto VT, Collins KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: A systematic review. *Dent Mater* 2021;37:336-350.
26. Gallo ML, Gropo R, Furlani M, Giuliani A, Mangano C, Mangano F. Lithography-based ceramic manufacturing (L3CM) versus milled zirconia blocks under uniaxial compressive loading: An in vitro comparative study. *J Dent* 2022;116:103886.
27. Wang W, Sun J. Dimensional accuracy and clinical adaptation of ceramic crowns fabricated with the stereolithography technique. *J Prosthet Dent* 2021;125:657-663.
28. Rues S, Zehender N, Zenthöfer A, et al. Fit of anterior restorations made of 3D-printed and milled zirconia: An in-vitro study. *J Dent* 2023;130:104415.
29. Schwöiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3d printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med* 2021;10:2010.
30. Lichtenberg J, Willems E, Zhang F, et al. Accuracy of additively manufactured zirconia four-unit fixed dental prostheses fabricated by stereolithography, digital light processing and material jetting compared with subtractive manufacturing. *Dent Mater* 2022;38:1459-1469.
31. Revilla-León M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, Pérez-López J, Rajgrodski AJ, Özcan M. Chemical composition and flexural strength discrepancies between milled and lithography-based additively manufactured zirconia. *J Prosthet Dent* 2022;127:778-783.
32. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 2019;28:146-158.
33. Lee HBin, Bea EJ, Lee WS, Kim JH. Trueness of stereolithography ZrO2 crowns with different build directions. *Dent Mater J* 2023;42:42-48.
34. Lu Y, Mei Z, Zhang J, et al. Flexural strength and Weibull analysis of Y-TZP fabricated by stereolithographic additive manufacturing and subtractive manufacturing. *J Eur Ceram Soc* 2020;40:826-834.
35. Wu JH, Kim YL, Kwon HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthet Dent* 2020;12:225-232.
36. Li R, Chen H, Wang Y, Zhou Y, Shen Z, Sun Y. Three-dimensional trueness and margin quality of monolithic zirconia restorations fabricated by additive 3D gel deposition. *J Prosthet Dent Res* 2020;64:478-484.
37. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.
38. Buitelle P, Manuasi B, Tapie L, Fromentis O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Dent Kohand* 2014;41:853-874.
39. Moon JM, Jeong CS, Lee HJ, et al. A comparative study of additive and subtractive manufacturing techniques for a zirconia dental product: An analysis of the manufacturing accuracy and the bond strength of porcelain to zirconia. *Materials (Basel)* 2022;15:5398.
40. Li R, Wang Y, Hu M, et al. Strength and adaptation of stereolithography-fabricated zirconia dental crowns: An in vitro study. *Int J Prosthet Dent* 2019;32:439-443.
41. Kocaoglu H, Albayrak H, Kiline HI, Güzüm HÖ. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal-ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *J Prosthet Dent* 2017;118:672-677.
42. Yang S, Li Q, Chen SY, Yu H. Effect of multiple firings on the marginal fit of monolithic zirconia crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2023;130:897-901.
43. Zhu H, Zhou Y, Jiang J, Wang Y, He F. Accuracy and margin quality of advanced 3D-printed monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2023;1-9.
44. Furuqi S, Ganji KK, Bandola V, et al. Digital assessment of marginal accuracy in ceramic crowns fabricated with different marginal finish line configurations. *J Esthet Restor Dent* 2022;34:789-795.
45. Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dent Mater* 2013;29:e1-e10.
46. Kang JH, Sakthabirami K, Kim HA, et al. Effects of UV absorber on zirconia fabricated with digital light processing additive manufacturing. *Materials (Basel)* 2022;15:8726.
47. Jang KJ, Kang JH, Fisher JG, Park SW. Effect of the volume fraction of zirconia suspensions on the microstructure and physical properties of products produced by additive manufacturing. *Dent Mater* 2019;35:e97-e106.
48. Mitransmogler G, Conciner R, Felzmann R, et al. Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics. *Addit Manuf* 2014;1-4:110-118.
49. Del Pital M, Lopez-Suarez C, Bartolome JF, Volpato CA, Suarez MJ. Effect of cementation and aging on the marginal fit of veneered and monolithic zirconia and metal-ceramic CAD-CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2021;125:323.e1-323.e7.
50. Sun K, Lee S, Kang SH, et al. A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses. *J Clin Med* 2019;8:785.
51. Çetki S, Bahmani B, Foscoyous L, Atash R. Adaptation of zirconia crowns coated by conventional versus optical impression: In vitro study. *J Adv Prosthet Dent* 2017;9:208-216.

**Corresponding author:**

Dr Ozay Onçal  
Department of Prosthetic Dentistry  
Near East University, Near East Boulevard  
Nicosia  
NORTH CYPRUS  
Email: chozayonoral@gmail.com

**Acknowledgments**

The authors thank CADdent GmbH, Creat3D Pte Ltd, and Aon Co Ltd for the fabrication of the 3D printed specimens.


Copyright © 2024 by the Editorial Council of *The Journal of Prosthetic Dentistry*. All rights reserved.  
<https://doi.org/10.1016/j.prodent.2024.01.010>

**Clarivate** Products

**Master Journal List** Search Journals Match Manuscript Downloads Help Center Welcome, Dilem Toksoy

[Settings](#) [Log Out](#)

---

 The power of the Web of Science™ on your mobile device, wherever inspiration strikes. [Dismiss](#) [Learn More](#)

---

Already have a manuscript?

Use our Manuscript Matcher to find the best relevant journals!

[Find a Match](#)

### Refine Your Search Results

[Search](#) Sort By: Relevancy ▾

#### Search Results

Found 182 results (Page 1) [Share These Results](#)

#### Exact Match Found

**JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY**

**Publisher:** MOSBY-ELSEVIER, 360 PARK AVENUE SOUTH, NEW YORK, USA, NY, 10010-1710

**ISSN / eISSN:** 0022-3913 / 1097-6841

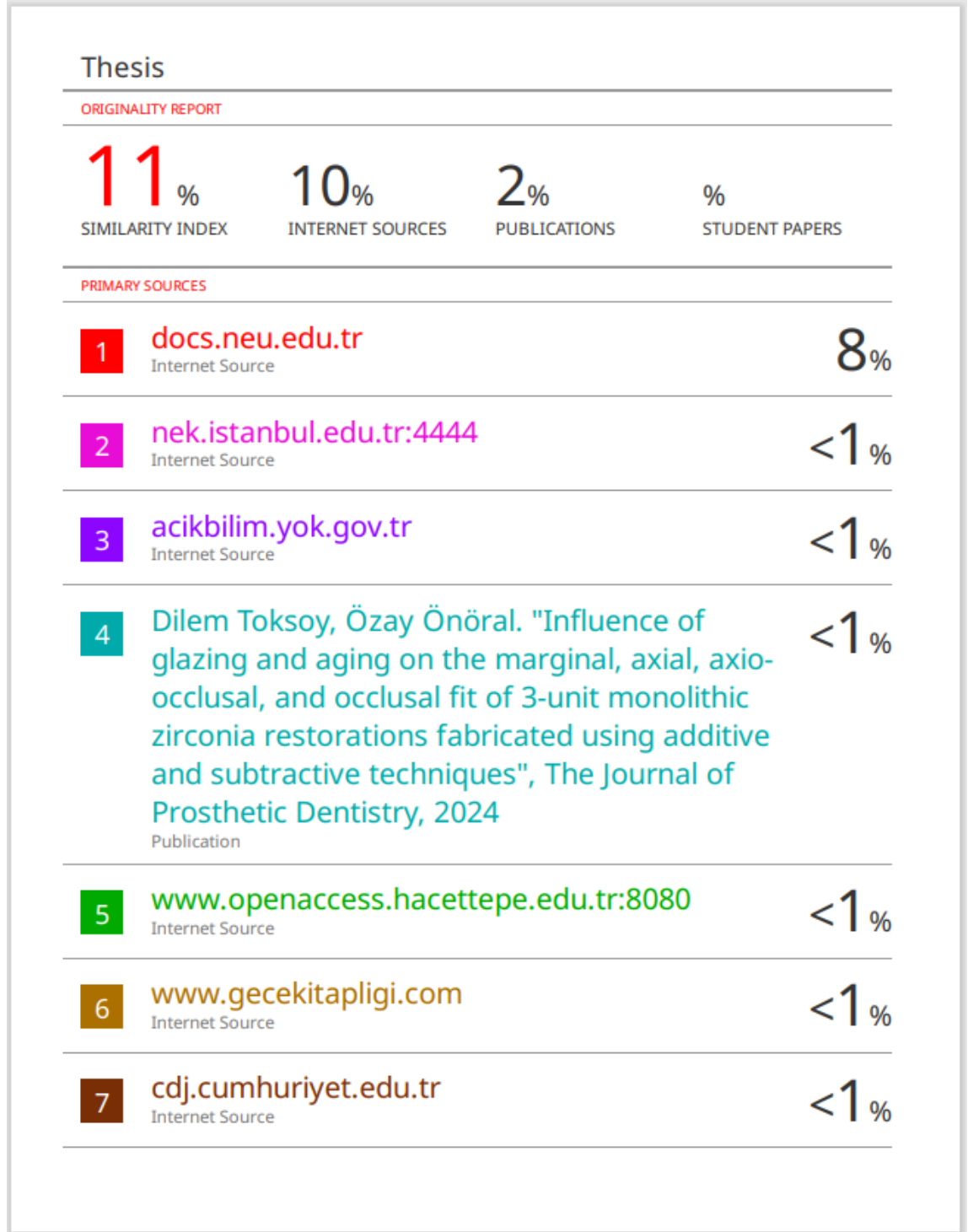
**Web of Science Core Collection:** Science Citation Index Expanded

**Additional Web of Science indexes:** Current Contents Clinical Medicine | Essential Science Indicators

[Share This Journal](#) [View profile page](#)

## Ek 2.

## İntihal Raporu



8	<a href="https://media.proquest.com">media.proquest.com</a> Internet Source	<1 %
9	<a href="https://doczz.biz.tr">doczz.biz.tr</a> Internet Source	<1 %
10	<a href="https://www.quintpub.com">www.quintpub.com</a> Internet Source	<1 %
11	<a href="https://tr.zotiontech-sa.com">tr.zotiontech-sa.com</a> Internet Source	<1 %
12	<a href="https://www.frontiersin.org">www.frontiersin.org</a> Internet Source	<1 %
13	<a href="https://pdsimage.wr.usgs.gov">pdsimage.wr.usgs.gov</a> Internet Source	<1 %
14	Ozurmeli, Halis. "Dijital kayıt Ve Konvansiyonel olcu yontemleri Ile uretilen restorasyonlarin Marginal Ve Internal uyumlarinin in Vitro Olarak Incelenmesi", Marmara Universitesi (Turkey), 2021 Publication	<1 %
15	Thomas Strasser, Markus Wertz, Andreas Koenig, Torsten Koetzsch, Martin Rosentritt. "Microstructure, composition, and flexural strength of different layers within zirconia materials with strength gradient", Dental Materials, 2023 Publication	<1 %

16	Leila Nasiry Khanlar, Alma Salazar Rios, Ali Tahmaseb, Amirali Zandinejad. "Additive Manufacturing of Zirconia Ceramic and Its Application in Clinical Dentistry: A Review", Dentistry Journal, 2021 Publication	<1 %
17	Ozyer, Elcin Keskin. "Monolitik Zirkonya Ve Zirkonyum Destekli Posterior Kopru Restorasyonlarının Bir Yillik Klinik Takibi.", Marmara Universitesi (Turkey), 2021 Publication	<1 %
18	3dceram.com Internet Source	<1 %
19	dergipark.org.tr Internet Source	<1 %
20	docplayer.biz.tr Internet Source	<1 %
21	hdl.handle.net Internet Source	<1 %
22	www.educaedu-turkiye.com Internet Source	<1 %
23	"Turkish Abstract Translations", Implant Dentistry, 2016 Publication	<1 %
24	9lib.net Internet Source	<1 %

25	Keski, Ahmet. "Hibrit cad cam malzemelerinde farklı yüzey İşlemlerinin ve yaşlandırmanın yüzey özelliklerine ve biyouyumluluğa etkisinin İncelenmesi", İzmir Katip Celebi University (Turkey), 2024 Publication	<1%
26	earsiv.anadolu.edu.tr Internet Source	<1%
27	kiyas.la Internet Source	<1%
28	www.acarindex.com Internet Source	<1%
29	www.emu.edu.tr Internet Source	<1%
30	www.researchgate.net Internet Source	<1%
31	Bugurman, Burcu. "LAVA Zirconia Sistemi ve Farkli YuzeY Preparasyonlari Ile Yapilan Anterior Kopru RestorasyonlariNin Uzun Donem Klinik Basarilarinin İncelenmesi", Marmara Universitesi (Turkey) Publication	<1%
<p>Exclude quotes <input type="checkbox"/> Off      Exclude matches <input type="checkbox"/> Off  Exclude bibliography <input type="checkbox"/> Off</p>		

### Özgeçmiş

Adı	Dilem	Soyadı	TOKSOY
Doğum Yeri	Lefkoşa	Doğum Tarihi	17/02/1997
Uyruğu	KKTC	Tel	+905338236206
Email	<a href="mailto:dilem.toksoy@neu.edu.tr">dilem.toksoy@neu.edu.tr</a>		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2020
Lise	Gazi Mağusa Türk Maarif Koleji	2015

### İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2020-Halen

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok İyi	İyi	Çok İyi

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
MICROSOFT Office Programları	Çok İyi

## **Yayınlar**

### **1. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:**

1. Önöral Ö, Kurtulmus-Yılmaz S, Toksoy D, Ozan O. Effect of angulation on the 3D trueness of conventional and digital implant impressions for multi-unit restorations. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2023 Dec;15(6):290.
2. Toksoy D, Önöral Ö. Influence of glazing and aging on the marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of 3-unit monolithic zirconia restorations fabricated using additive and subtractive techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024 Feb 10.