2026

UZMANLIK TEZİ

Dt. Muhammed Burakcan DOBAÇ



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İKİ FARKLI 3D DAİMİ REZİN İLE ÜRETİLEN DİŞ DESTEKLİ VE İMPLANT ÜSTÜ KRONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dt. Muhammed Burakcan DOBAÇ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Ankara, 2026

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İKİ FARKLI 3D DAİMİ REZİN İLE ÜRETİLEN DİŞ DESTEKLİ VE İMPLANT ÜSTÜ KRONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dt. Muhammed Burakcan DOBAÇ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. GÖKÇE ÜNSAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Ankara, 2026

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İki Farklı 3D Daimi Rezin ile Üretilen Diş Destekli ve İmplant Üstü Kronların Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması

Dt. Muhammed Burakcan DOBAÇ

Uzmanlık Tezi

21/04/2026

Tez Danışmanı
Doç. Dr. GÖKÇE ÜNSAL

Jüri Üyeleri
Prof. Dr. Filiz AYKENT
Prof. Dr. Seçil NEMLİ
Doç. Dr. Gökçe ÜNSAL

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Uzmanlık derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof. Dr. Adnan ÖZTÜRK
Dekan V.

Bu tezin Uzmanlık derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

21/04/2026

Muhammed Burakcan DOBAÇ

TEŞEKKÜR

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi, deneyim ve akademik birikimiyle bana yol gösteren, her aşamada desteğini ve ilgisini esirgemeyen tez danışmanım, çok kıymetli hocam Doç. Dr. Gökçe ÜNSAL'a,

Eğitimime katkıda bulunan ve emeği geçen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, destek ve dostluklarını esirgemeyen, birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma,

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerine ve personeline,

Değerli katkı ve desteklerinden dolayı Gazi Üniversitesi Teknoloji Fakültesi öğretim üyesi Prof. Dr. İbrahim KARAAĞAÇ'a,

Her aşamada koşulsuz sevgileri, sabırları ve destekleriyle daima yanımda olan, bugünlere ulaşmamda en büyük güç kaynağım olan anneme, babama ve kardeşlerime,

Zorlu tez süreci boyunca hep yanımda olan, hayattaki zorluklarla baş edebilmemi sağlayan, varlığı ile beni daima şanslı hissettiren kıymetli eşim Göksu ALTAN DOBAÇ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **viii**
ABSTRACT ..... **ix**
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **x**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **xii**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **xiii**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **4**
2.1. Dijital Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları 4
2.1.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknolojisi ile Çıkarmalı ve Eklemeli Üretim Yöntemleri 6
2.2. 3B Baskı Teknolojileri ve Dental Uygulamalar 9
2.2.1. SLA (Stereolitografi) Teknolojisi 9
2.2.2. DLP (Digital Light Processing) Teknolojisi 11
2.2.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD) 14
2.2.4. Dental Alanda 3B Baskının Avantajları ve Sınırlılıkları 16
2.3. Üç Boyutlu Baskı Sistemlerinde Kullanılan Rezin Esaslı Dental Materyaller 18
2.3.1. Kompozit Bazlı 3B Rezinler 18
2.3.2. Seramik Katkılı 3B Rezinler 20
2.3.3. CAD/CAM Hibrit Bloklarla Karşılaştırma 21
2.4. Dental Simanlar 21
2.4.1. Simanların Sınıflandırılması 22
2.4.1.1. Çinko Fosfat Simanlar 22
2.4.1.2. Cam İyonomer Simanlar (GİS) 22
2.4.1.3. Rezin Esaslı Simanlar 22
2.4.1.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS) 23
2.4.1.5. Kendinden Adeziv Rezin Simanlar 24
2.4.2. Siman Seçiminin 3B Baskı Kronlarda Önemi 25
2.5. Sabit Protetik Restorasyonlarda Destek Yapılar 25
2.5.1. Diş Destekli Restorasyonlar 26
2.5.2. İmplant Destekli Restorasyonlar 26
2.5.3. Açılı Abutmentler ve Klinik Önemi 27
2.6. Mekanik ve Yüzey Testleri 28
2.6.1. Termal Siklus 28

2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri (Ra, Rz, Rmax) 29
2.6.3. Basma (Kırılma) Dayanımı Testleri 30
2.6.4. Sertlik Testleri 32
2.6.5. Renk Stabilitesi (CIE L*A*B*, CIEDE2000) 33
2.7. Çalışmalarda Kullanılan Cihazlar 33
2.7.1. Üç Boyutlu (3B) Yazıcılar ve Baskı Parametreleri 34
2.7.2. Termal Yaşlandırma Cihazları 34
2.7.3. Yüzey Profilometreleri 35
2.7.4. Basma ve Kırılma Dayanımı Cihazları 35
3. MATERYAL VE METOD 37
3.1. Örnek Hazırlığı 39
3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri ve Termal Siklus Uygulaması 48
3.3. Basma (Kırılma) Dayanımı Testi 50
3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi 52
4. BULGULAR 53
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları 53
4.1.1. Materyal Tipine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları 53
4.1.2. Dayanak Tipine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları 54
4.1.3. Tüm Rezin Örneklerin Birlikte Değerlendirilmesi 55
4.2. Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları 56
4.2.1. Materyal Tipine Göre Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları 56
4.2.2. Bego Trini-Q Materyalinin Dayanak Tipine Göre Mekanik Bulguları 56
4.2.3. Saremco Crowntec Materyalinin Dayanak Tipine Göre Mekanik Bulguları 57
4.2.4. Dayanak Tipine Göre Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları 57
4.2.5. Materyal ve Dayanak Tipinin Birlikte Değerlendirilmesi 58
4.3. Kırılma Şekillerine İlişkin Gözlemsel Bulgular 58
5. TARTIŞMA 59
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 80
7. KAYNAKÇA 82
8. EKLER ..... Error! Bookmark not defined.
EK-1. Özgeçmiş ..... **Error! Bookmark not defined.**

ÖZET

İki Farklı 3D Daimi Rezin ile Üretilen Diş Destekli ve İmplant Üstü Kronların Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması

Bu in vitro çalışmanın amacı, iki farklı 3B baskı daimi rezin materyal ile üretilen diş destekli ve implant üstü kronların yüzey pürüzlülüğü ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasıdır. Standart preparasyon ve dijital tasarım işlemlerinin ardından kronlar 3B baskı yöntemiyle üretilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri termal yaşlandırma öncesi ve sonrası profilometre ile yapılarak Ra ve Rz parametreleri kaydedilmiştir. Mekanik değerlendirmede kırılma yükü ve rijitlik değerleri universal test cihazı ile belirlenmiş, veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiştir. Bulgular, termal yaşlandırmanın genel olarak yüzey pürüzlülüğünü artırdığını göstermiştir. Materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı fark saptanmamış, ancak bazı alt gruplarda dayanak tipine bağlı değişiklikler izlenmiştir. Kırılma yükü analizinde materyal tipi, dayanak tipi ve materyal-dayanak etkileşimi anlamlı bulunmuştur. Saremco CrownTec, Bego Trini-Q'ya göre daha yüksek kırılma yükü değerleri göstermiştir. Ayrıca çekilmiş diş grupları implant destekli gruplara göre daha yüksek kırılma yükü ve rijitlik sergilemiş, özellikle 15° açılı abutment kullanılan gruplarda mekanik performansın daha olumsuz etkilendiği belirlenmiştir. Sonuç olarak, 3B baskı daimi rezin kronların yüzey ve mekanik özellikleri materyal içeriği, dayanak tipi ve termal yaşlandırmadan etkilenmektedir. Klinik uygulamalarda materyal seçimi kadar dayanak geometrisi de dikkate alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler; 3B baskı, kalıcı rezin kron, yüzey pürüzlülüğü, kırılma yükü, titanyum abutment, termal yaşlandırma

ABSTRACT

Comparison of the Mechanical Properties of Tooth-Supported and Implant-Supported Crowns Fabricated with Two Different 3D-Printed Permanent Resins

The aim of this in vitro study was to compare the surface roughness and mechanical properties of tooth-supported and implant-supported crowns fabricated with two different 3D-printed permanent resin materials. Following standard preparation and digital design procedures, the crowns were fabricated using a 3D-printing technique. Surface roughness measurements were performed before and after thermal aging using a profilometer, and Ra and Rz parameters were recorded. For mechanical evaluation, fracture load and stiffness values were determined using a universal testing machine, and the data were analyzed using appropriate statistical methods. The findings showed that thermal aging generally increased surface roughness. No significant difference was found between the materials in terms of surface roughness; however, support type-related changes were observed in some subgroups. In the fracture load analysis, material type, support type, and the material-support interaction were found to be significant. Saremco CrownTec exhibited higher fracture load values than Bego Trini-Q. In addition, the extracted tooth groups demonstrated higher fracture load and stiffness values than the implant-supported groups, and mechanical performance was found to be more negatively affected especially in the groups using 15° angled abutments. In conclusion, the surface and mechanical properties of 3D-printed permanent resin crowns are influenced by material composition, support type, and thermal aging. In clinical applications, support geometry should be taken into consideration in addition to material selection.

Keywords: 3D printing, permanent resin crown, surface roughness, fracture load, titanium abutment, thermal aging

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ΔE00	: Cıede2000 Renk Farkı
ΔEAB	: Cıelab Renk Farkı
%	: Yüzde
°	: Derece
°C	: Santigrat Derece
µM	: Mikrometre
1-B	: Test Gücü
3B	: Üç Boyutlu
A*	: Kırmızı-Yeşil Renk Koordinatı
AL_2O_3	: Alüminyum Oksit
ANOVA	: Analysis Of Variance (Varyans Analizi)
B*	: Sarı-Mavi Renk Koordinatı
BAR	: Basınç Birimi
BİS-GMA	: Bisfenol A-Glisidil Metakrilat
BL	: Bukkolingual
CAD	: Computer-Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAD/CAM	: Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing
CAM	: Computer-Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CIE	: Commission Internationale De L'éclairAGE
CIEDE2000	: Cıe 2000 Renk Farkı Sistemi
CIELAB	: Cıe L*A*B* Renk Sistemi
DLP	: Digital Light Processing
DMLS	: Direct Metal Laser Sintering
F	: F Testi Değeri
FDM	: Fused Deposition Modeling
GİS	: Cam İyonomer Siman
HEMA	: 2-Hidroksietil Metakrilat
HSD	: Honestly Significant Difference
ISO	: International Organization For Standardization
L*	: Açıklık (Lightness) Koordinatı
LCD	: Liquid Crystal Display

MD	: Mesiodistal
MDP	:10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate
MM	: Milimetre
MMA	: Metil Metakrilat
MPA	: Megapascal
N	: Newton
N	: Örnek Sayısı
N/M	: Newton/Metre
NM	: Nanometre
P	: Anlamlılık Düzeyi
PDL	: Periodontal Ligament
RA	: Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü
RMAX	: Maksimum Profil Yüksekliği
RMCIS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
RZ	: En Yüksek Çıkıntı İle En Derin Çukur Arasındaki Yükseklik Farkı
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Selective Laser Melting
SLS	: Selective Laser Sintering
SN	: Saniye
SPSS	: Statistical Package For The Social Sciences
STL	: Standard Tessellation Language
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
Tİ-BASE	: Titanyum Bazlı Dayanak
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
VBATDT	: 6-(4-Vinylbenzyl-N-Propyl) Amino-1,3,5-Triazine-2,4-Dithione

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. *CAD/CAM sistemlerinde dijital iş akışı ve üretim süreci* 4

Şekil 2.2. *Sterelitografi (SLA) teknolojosinin çalışma prensibi*.....10

Şekil 2.3. *Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi çalışma prensibi* 12

Şekil 2.4. *Sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi çalışma prensibi*.....15

Şekil 2.5. *Sertlik testlerini şematik gösterimi*.....32

Şekil 3.1. *Akril bloğa gömülmüş çekilmiş diş örnekleri* 39

Şekil 3.2. *A) Çalışmada kullanılan elmas frezler B) Standart prepare edilmiş diş örneği*.....40

Şekil 3.3. *A) Düz ve 15° açılı abutmentlerin akrilik bloklara standardize yerleştirilmesinde kullanılan özel konumlandırma aparatı B) Yerleştirilmiş örneklerin görünümü* 41

Şekil 3.4. *A) Çalışmada kullanılan Dental Wings 7Series laboratuvar tipi tarayıcı, B) Elde edilen dijital tarama verileri ve Exocad yazılımında oluşturulan kron tasarımları C ve D) Siman boşluğunun dijital olarak belirlenmesi ve tasarımlara ait görünümler*.....41

Şekil 3.5. *Çalışmada kullanılan 3B baskı rezin materyallerinin görünümü A) Saremco CrownTec, B) BEGO Trini-Q*.....42

Şekil 3.6. *Ackuretta FreeShape 120 3D yazıcı* 42

Şekil 3.7. *A) Baskı aşaması B) Baskı sonrası üretilen kronların görünümü* 43

Şekil 3.8. *Çalışmada kullanılan UV Box post-polimerizasyon cihazının görseli* 44

Şekil 3.9. *Simantasyon ve gerekli hazırlıklar öncesi tüm örneklerin görünümü* 44

Şekil 3.10. *Titanyum abutment yüzeyine simantasyon öncesi uygulanan kumlama işleminin görünümü* 45

Şekil 3.11. *Simantasyon öncesinde kron iç yüzeyine (A) ve titanyum abutment yüzeyine primer uygulanması (B)* 45

Şekil 3.12. *Simantasyon öncesi kullanılan primer materyallerinin görünümü* 46

Şekil 3.13. *Simantasyonda kullanılan dual-cure rezin siman (A) ve simanın kron iç yüzeyine uygulanması (B)*.....46

Şekil 3.14. *Kronun destek üzerine parmak basısı ile yerleştirilmesi (A) ve ışıkla polimerizasyon aşamalarına ait görünümler (B)* 47

Şekil 3.15. *Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı ve örneğin ölçüm sırasındaki konumlandırılması.* 48

Şekil 3.16. *Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı.* 49

Şekil 3.17. *A) Kırılma dayanımı testlerinde kullanılan üniversal test cihazı B) Örneğin yükleme sırasındaki görünümü.*.....50

Şekil 3.18. *Kırılma testi sonrası dental mikroskop altında değerlendirilen başarısızlık tiplerine ait temsilî görüntüler*.....51

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. *Eklemeli ve çıkarmalı üretim yöntemlerinin karşılaştırılması* 8

Tablo 2.2. *SLA (Stereolithography) ve DLP (Digital Light Processing) yöntemlerinin karşılaştırılması*.....14

Tablo 3.1. *Tez çalışmasına ait işlem akış şeması.* 37

Tablo 3.2. *Tez çalışmasında kullanılan materyaller.* 38

Tablo 3.3. *Tez çalışmasında kullanılan cihaz ve ekipmanlar* 38

Tablo 3.4. *Çalışmada kullanılan materyaller ve alt yapılar.*.....47

Tablo 4.1. *Saremco ve Bego materyallerinin yüzey pürüzlülük parametreleri açısından karşılaştırılması* 54

Tablo 4.2. *Dayanak tipine göre grup içi yüzey pürüzlülük parametrelerinin (Ra, Rz) Karşılaştırılması*.....55

Tablo 4.3. *Materyal ve dayanak tipine göre Ra ve Rz değerlerinin termal öncesi ve sonrası karşılaştırmaları*.....55

Tablo 4.4. *Materyale göre kırılma yükleri ve rijitlik değerleri*.....56

Tablo 4.5. *Bego Trini-Q materyalinin dayanak tipine göre mekanik özellikleri.* 56

Tablo 4.6. *Saremco CrownTec materyalinin dayanak tipine göre mekanik özellikleri*.....57

Tablo 4.7. *Dayanak tiplerine göre kırılma yükleri ve rijitlik değerleri*.....58

Tablo 4.8. *Materyal ve dayanak tipi değişkenlerinin maksimum kırılma yükü (N) üzerindeki etkisi (Two-Way ANOVA)* 58

1. GİRİŞ

Dijital diş hekimliğinde yaşanan hızlı dönüşüm, restoratif tedavi süreçlerinde kullanılan yöntem ve materyallerin de köklü biçimde değişmesine neden olmuştur. Özellikle bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojileri ile üç boyutlu (3B) yazıcı sistemlerinin klinik uygulamalara entegre edilmesi, geleneksel yöntemlere göre daha hızlı, kişiye özel ve kontrollü restoratif üretimleri mümkün kılmıştır (Park vd., 2024; Sulaiman, 2020) Dijital üretim süreçleri başlangıçta daha sınırlı endikasyonlarda kullanılırken, günümüzde polimer, seramik ve hibrit içerikli bileşenlerin hem geçici hem de kalıcı protezlerde yaygın biçimde kullanıldığı görülmektedir.

CAD/CAM sistemlerinde frezeleme (subtractive) işlemleri uzun yıllar boyunca temel üretim metodu olarak benimsenmiştir. Ancak son yıllarda, özellikle ışıkla kürlenen fotopolimer rezinlere dayalı eklemeli üretim (additive manufacturing) yöntemleri, gerek maliyet etkinliği gerekse karmaşık geometrilere uyum sağlayabilmesi nedeniyle klinik ve araştırma alanlarında giderek daha fazla tercih edilmektedir (Balestra vd., 2024). DLP (Digital Light Processing) ve SLA (Stereolithography) teknolojileri ile üretilen 3B baskılı kronlar, materyalin fotopolimerizasyon yoluyla tabaka tabaka sertleştirilmesi esasına dayanır. Bu üretim tekniği, CAD/CAM bloklara kıyasla daha az atık üretmesi, daha kısa üretim süresi sağlaması ve karmaşık yüzey detaylarını başarıyla modelleyebilmesi gibi önemli avantajlar sunmaktadır (Moncada, 2023; Balestra vd., 2024). Bu avantajlara bağlı olarak 3B baskının dental uygulamalarda, özellikle kalıcı restorasyonların üretiminde kullanımı giderek artmaktadır. Ancak bu materyallerin mekanik özellikleri, klinik dayanıklılığı ve uzun dönem performansına ilişkin literatürde hâlen daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (Sulaiman, 2020; Balestra vd., 2024).

Her ne kadar 3B baskı rezinleri ilk olarak geçici restorasyonlarda kullanılmış olsa da, son yıllarda seramik partikülleriyle güçlendirilmiş hibrit rezin materyaller geliştirilmeye başlanmıştır. Bu materyaller; estetik yeterlilikleri, polisajlanabilir yüzey özellikleri ve CAD/CAM bloklara yakın elastisite modülleri sayesinde kalıcı kron üretiminde de tercih edilmeye başlanmıştır (Balestra vd., 2024). Son zamanlarda kalıcı

tek kron endikasyonu ile kullanıma sunulan 3B baskı rezinleri, üretici firmalar tarafından, simantasyon sonrası intraoral kullanıma yönelik olarak 5 ila 10 yıllık çiğneme simülasyonuna karşı dayanım gösterebildiği belirtilmektedir. Ancak bu materyallerin biyouyumluluğu, çiğneme kuvveti altındaki kırılma dayanımları ve yaşlandırma sonrası yüzey değişimleri gibi performans parametreleri sınırlı sayıda çalışma ile desteklenmiştir (Moncada, 2023; VarseoSmile Crown Plus Teknik Raporu, 2023).

Diş ve implant destekli sabit restorasyonlar klinik olarak farklı biyomekanik davranış sergiler. Diş destekli kronlarda periodontal ligamentin esnekliği nedeniyle kuvvet aktarımı daha elastik bir yapı gösterirken, implant destekli kronlarda sert bağlantı yüzeyi nedeniyle daha yüksek stres yoğunluğu oluşabilmektedir (Bergamo vd., 2021). Bu farklılığın, özellikle açılı implant abutmentlerinin kullanıldığı durumlarda daha belirgin hâle geldiği ve bu koşullarda kırılma dayanımı, simantasyon başarısı ve materyalin yorulma davranışı gibi parametrelerin etkilenebildiği bildirilmektedir (Yüksel vd., 2023). Bu nedenle 3B baskılı rezin kronların yalnızca materyal özellikleri değil, aynı zamanda destek tipi (diş – düz abutment – açılı abutment) üzerinden de değerlendirilmesi klinik olarak önem teşkil etmektedir.

Kalıcı restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen bir diğer faktör de kullanılan siman materyalidir. Özellikle rezin esaslı kronlarda simantasyon arayüzünün başarısı; bağlanma dayanımı, marjinal adaptasyon ve yaşlandırma sonrası performans açısından önem taşımaktadır. Bununla birlikte, 3B baskılı rezin kronların farklı siman sistemleri ile gösterdiği uzun dönem davranışa ilişkin veriler henüz sınırlıdır (Pyo vd., 2023). Ayrıca laboratuvar yaşlandırma süreçleri, rezin esaslı materyallerde su emilimi, pürüzlülük artışı ve yüzey çözünmesi gibi değişimlere yol açabileceğinden, in vitro performans değerlendirmelerinde bu süreçlerin dikkate alınması gerekmektedir (Aydın vd., 2021; Balestra vd., 2024).

Son yıllarda yapılan çalışmalar, 3B baskı rezinlerinin mekanik özellikler bakımından CAD/CAM hibrit bloklara yakın, bazı durumlarda ise karşılaştırılabilir düzeyde kırılma dayanımı gösterebildiğini bildirmektedir (Park vd., 2024). Bilindiği kadarıyla, hem diş destekli hem de farklı açılara sahip implant abutmentleri üzerine uygulanan 3B baskılı rezin kronların termal yaşlandırma sonrası yüzey ve dayanım değişimlerini birlikte değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

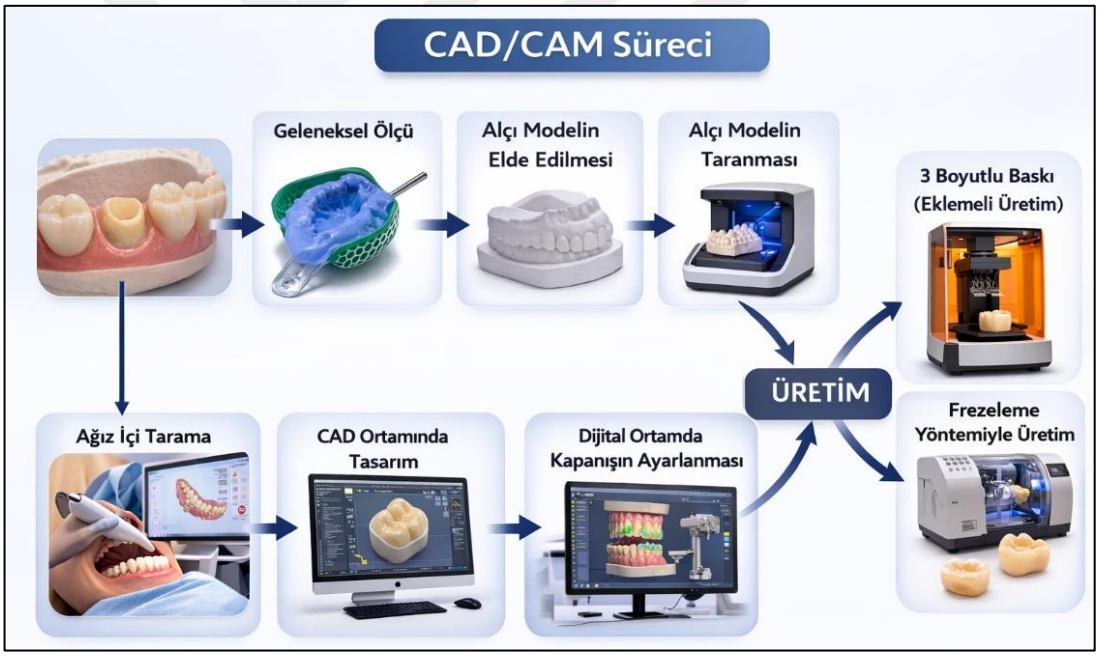
Bu tez çalışmasının amacı, kompozit bazlı (Bego Trini-Q) ve seramik katkılı (Saremco CrownTec) iki farklı 3B baskı rezininden üretilen, hem çekilmiş insan dişleri hem de düz ve 15° açılı implant abutmentleri üzerine simante edilen kronların mekanik dirençleri ve yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Araştırmanın sıfır hipotezi, seramik katkılı rezin kronlar (Saremco CrownTec) ile kompozit rezin kronlar (Bego Trini-Q) arasında, hem diş destekli hem de implant destekli restorasyonlarda kırılma direnci ve yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dijital Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM: Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) sistemleri, diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda dijital çağın temelini oluşturmuştur. CAD/CAM teknolojisi ilk kez 1980'li yıllarda dental restorasyon üretiminde kullanılmaya başlanmış olup, başlangıçta tek seans restorasyonlarda sınırlı şekilde uygulanmaktaydı (Miyazaki ve Hotta, 2011). Günümüzde ise hem laboratuvar ortamında hem de klinik dijital iş akışında, geçici ve kalıcı protetik restorasyonların yüksek doğrulukta, kişiye özel olarak üretilmesini mümkün kılan yaygın bir sistem haline gelmiştir.



Şekil 2.1. *CAD/CAM sistemlerinde dijital iş akışı ve üretim süreci*

CAD/CAM sistemleri, geleneksel yöntemlere göre daha hızlı üretim, daha yüksek tekrar edilebilirlik, dijital kayıtların arşivlenebilmesi, materyal kaybının azaltılması ve insan hatasının azaltılması gibi avantajlar sunmaktadır (Gruber vd., 2021). Bu sistemle restorasyon üretim süreci temel olarak üç aşamadan oluşur (Şekil 1) (Alghazzawi, 2016):

I. Dijital ölçü alma veya laboratuvar model taraması ile üç boyutlu veri elde edilmesi,
II. Yazılımlar aracılığıyla restorasyonun sanal olarak tasarlanması,
III. Materyalin uygun bir üretim yöntemiyle şekillendirilmesi.

CAD/CAM sistemleri; üretim sürecinin dijital olarak planlanabilmesi, restorasyonların standardize biçimde üretilebilmesi, dijital verilerin arşivlenebilmesi ve gerektiğinde yeniden üretimin kolaylaştırılması gibi önemli avantajlar sunmaktadır. Ayrıca, dijital ölçü ve sanal tasarım olanakları sayesinde restorasyonun morfolojisi ve uyumu üretim öncesinde değerlendirilebilmekte, bu durum klinik ve laboratuvar iş akışında zaman kazancı sağlayabilmektedir. Bununla birlikte CAD/CAM sistemleri; yüksek cihaz ve yazılım maliyeti, operatör deneyimi gereksinimi ve özellikle çıkarmalı üretim yöntemlerinde materyal kaybı ile frez aşınması gibi bazı sınırlılıklara da sahiptir. Bu nedenle CAD/CAM teknolojileri, sağladığı yüksek hassasiyet ve üretim avantajlarına rağmen materyal, ekipman ve üretim yöntemi açısından dikkatli planlama gerektiren sistemlerdir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Alghazzawi, 2016).

Başlangıçta CAD/CAM uygulamaları yalnızca çıkarmalı (subtractive) üretim yöntemi olarak bilinen frezeleme yöntemi ile sınırlıyken, son on yılda dijital üretimde eklemeli (additive) üretim yöntemlerinin de yaygınlaşmasıyla birlikte sistemin kapsamı genişlemiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011). Dolayısıyla modern CAD/CAM sistemleri, hem frezeleme (CAM freze cihazları) hem de 3B baskı teknolojileri (DLP, SLA vb.) ile uyumlu şekilde işleyebilen hibrit bir yapıya kavuşmuştur.

Çıkarmalı üretim yöntemleri, dijital restoratif diş hekimliğinde özellikle zirkonya, cam seramik ve hibrit CAD/CAM bloklardan indirekt restorasyonların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Buna karşılık eklemeli üretim yöntemleri, özellikle sıvı fotopolimer rezinin bir hazne içerisinde ışıkla katmanlar halinde sertleştirilmesine dayanan sistemlerde, geçici ve kalıcı rezin esaslı restorasyonların üretiminde üretim esnekliği, kişiselleştirme potansiyeli ve materyal çeşitliliği ile ön plana çıkmaktadır (Keßler vd., 2025). Bu yönüyle CAD/CAM sistemleri, dental endüstride üretim süreçlerinin geleceğini belirleyen temel teknolojik alt yapı olarak kabul edilmektedir (Beuer vd., 2008).

CAD/CAM sistemleri günümüzde inley, onley, laminate veneer, tam kron, sabit parsiyel protezler, implant abutmentları ve tam ağız restorasyonları gibi çok sayıda protetik uygulamada kullanılmaktadır. Ayrıca bu sistemler, klinik ve laboratuvar ortamında dijital ölçü alma, restorasyon tasarımı, üretim planlaması ve farklı dental apareylerin hazırlanması gibi süreçlerde de yaygın biçimde yer almaktadır. Bunun yanı sıra CAD/CAM teknolojileri; cerrahi rehberler, ortodontik uygulamalar ve çeşitli dijital modellerin üretiminde de kullanılabilmekte, böylece tanı, planlama ve tedavi süreçlerinin dijital entegrasyonuna katkı sağlamaktadır (Fuster-Torres vd., 2009; Suganna vd., 2022; Maiti vd., 2024).

2.1.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknolojisi ile Çıkarmalı ve Eklemeli Üretim Yöntemleri

CAD/CAM sistemlerinin üretim basamağını oluşturan CAM (Computer-Aided Manufacturing) teknolojileri, dental restorasyonların şekillendirilmesinde temelde iki ana yaklaşıma ayrılmaktadır; çıkarmalı (subtractive) üretim ve eklemeli (additive) üretim. Her iki yöntem de dijital ortamda tasarlanan restorasyonun fiziksel olarak üretilmesini sağlamakla birlikte, materyalin işlenme biçimi, üretim hassasiyeti, atık miktarı, yüzey özellikleri ve klinik kullanım alanları bakımından birbirinden farklı özellikler göstermektedir.

Çıkarmalı üretim, dijital olarak tasarlanan restorasyonun prefabrike bir bloktan frezeleme işlemi ile aşındırılarak elde edilmesi esasına dayanır. Bu yöntemde seramik, zirkonya, hibrit seramik, kompozit blok ve polimer esaslı materyaller, farklı çap ve geometrilere sahip frez uçları yardımıyla şekillendirilmektedir. Dental CAD/CAM sistemlerinde uzun yıllar boyunca temel üretim yaklaşımı olarak kullanılan bu yöntem, özellikle yüksek mekanik dayanım gerektiren monolitik restorasyonların üretiminde yaygın şekilde tercih edilmiştir. Çıkarmalı üretimin en önemli avantajları arasında, prefabrike blokların endüstriyel koşullarda standardize edilmiş özelliklere sahip olması, yüksek yüzey kalitesi sağlaması ve klinik olarak uzun süredir kabul gören güvenilir bir üretim yöntemi olması yer almaktadır (Wismeijer vd., 2021).

Bununla birlikte çıkarmalı üretim yöntemlerinin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Üretim sırasında blok materyalin belirli bir kısmı frezleme ile

uzaklaştırıldığından materyal kaybı oluşmakta, bu durum özellikle pahalı dental materyallerde ekonomik dezavantaj yaratabilmektedir. Ayrıca frez uçlarının zamanla aşınması, üretim doğruluğunu ve yüzey kalitesini etkileyebilmekte; dar fissürler, derin oluklar ve karmaşık morfolojik detayların oluşturulmasında geometrik sınırlılıklar ortaya çıkabilmektedir. Özellikle ince detaylı restorasyonlarda frez çapına bağlı sınırlamalar, tasarımın dijital modelle birebir uyumlu biçimde üretilememesine neden olabilmektedir. Bu nedenlerle çıkarmalı üretim, yüksek doğruluk ve klinik öngörülebilirlik sunmasına rağmen materyal israfı, cihaz maliyeti ve alet aşınması gibi dezavantajlara sahip bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Wismeijer vd., 2021).

Eklemeli üretim ise restorasyonun, materyalin katmanlar halinde ardışık olarak biriktirilmesi veya polimerize edilmesi yoluyla oluşturulduğu bir üretim yaklaşımıdır. Diş hekimliğinde bu yöntem çoğunlukla sıvı fotopolimer rezinlerin ışık enerjisi ile katman katman sertleştirilmesine dayanmaktadır. Özellikle stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) sistemleri, dental alanda en yaygın kullanılan eklemeli üretim teknikleri arasında yer almaktadır. Bu sistemlerde dijital tasarım verisi, yazıcı yazılımı aracılığıyla katmanlara ayrılmakta ve her katman belirli bir kalınlıkta polimerize edilerek restorasyon üç boyutlu olarak oluşturulmaktadır. Böylece özellikle karmaşık yüzey morfolojilerinin, ince geometrik detayların ve kişiye özel yapıların üretimi mümkün hale gelmektedir bildirilmektedir (Sampaio vd., 2025).

Eklemeli üretimin en önemli avantajları arasında materyal kaybının daha düşük olması, karmaşık geometrilerin daha kolay üretilebilmesi, çoklu restorasyonların aynı baskı döngüsünde hazırlanabilmesi ve üretim sürecinde yüksek düzeyde dijital kontrol sağlanması yer almaktadır. Ayrıca son yıllarda geliştirilen daimi kullanıma uygun rezin materyaller sayesinde bu yöntem yalnızca geçici restorasyonlarla sınırlı kalmayıp, tek kron, inley, onley, veneer ve bazı implant üstü restorasyonlar gibi daha geniş klinik endikasyonlarda da kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte eklemeli üretimde baskı yönü, katman kalınlığı, destek yerleşimi, yıkama protokolü ve sonradan uygulanan polimerizasyon işlemleri nihai restorasyonun doğruluğunu, yüzey pürüzlülüğünü ve mekanik özelliklerini doğrudan etkileyebilmektedir. Bu nedenle eklemeli üretim sistemlerinde üretim sonrası işlemler, en az baskı aşaması kadar önemli kabul edilmektedir (Balestra vd., 2024).

Günümüzde dijital diş hekimliğinde çıkarmalı ve eklemeli üretim yöntemleri birbirinin alternatifi olmanın ötesinde, farklı endikasyonlarda birbirini tamamlayan teknolojiler olarak değerlendirilmektedir. Çıkarmalı üretim, özellikle seramik ve zirkonya gibi yüksek dayanımlı materyallerin işlenmesinde güçlü ve yerleşik bir yöntem olarak önemini sürdürürken; eklemeli üretim, özellikle rezin esaslı materyallerde sunduğu üretim esnekliği, düşük atık oranı ve kişiselleştirme potansiyeli nedeniyle giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Bu gelişmeler doğrultusunda, özellikle daimi kullanıma yönelik 3B baskı rezin materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi, dijital restoratif tedavilerin klinik başarısı açısından güncel ve önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir (Alshamrani vd., 2023).

Tablo 2.1. *Eklemeli ve çıkarmalı üretim yöntemlerinin karşılaştırılması*

KRİTER	EKLEMELİ ÜRETİM (3B BASKI)	ÇIKARMALI ÜRETİM (CAD-CAM FREZELEME)
ÜRETİM PRENSİBİ	Dijital tasarım doğrultusunda materyalin tabaka tabaka eklenmesiyle restorasyon oluşturulur	Dijital tasarım sonrası prefabrike bloklardan frezeleme bıçakları ile aşındırılarak restorasyonun şekillendirilmesidir
MATERYAL KULLANIM VERİMLİLİĞİ	Yalnızca gerekli materyal kullanılır, atık miktarı düşüktür, verimlilik yüksektir	Blok kazıma sırasında önemli miktarda materyal kaybı oluşur, verimlilik düşüktür
ÜRETİM SÜRESİ	Çoklu restorasyon üretiminde zaman avantajı sağlar	Tek restorasyonlarda hızlı olabilir, çoklu üretimde süre uzar
GEOMETRİK SERBESTLİK	Karmaşık iç yapılar ve detaylı morfolojiler üretilebilir	İç geometriler ve undercut alanlar frezeleme ile sınırlı şekillendirilir
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	Tabakalı yapı nedeniyle başlangıç yüzey pürüzlülüğü genellikle daha yüksektir	Başlangıç yüzey pürüzlülüğü genellikle daha düşüktür
MEKANİK ÖZELLİKLER	Katmanlar arası bağlanmaya bağlı olarak mekanik farklılıklar görülebilir	Homojen blok yapısı nedeniyle daha izotropik mekanik özellikler

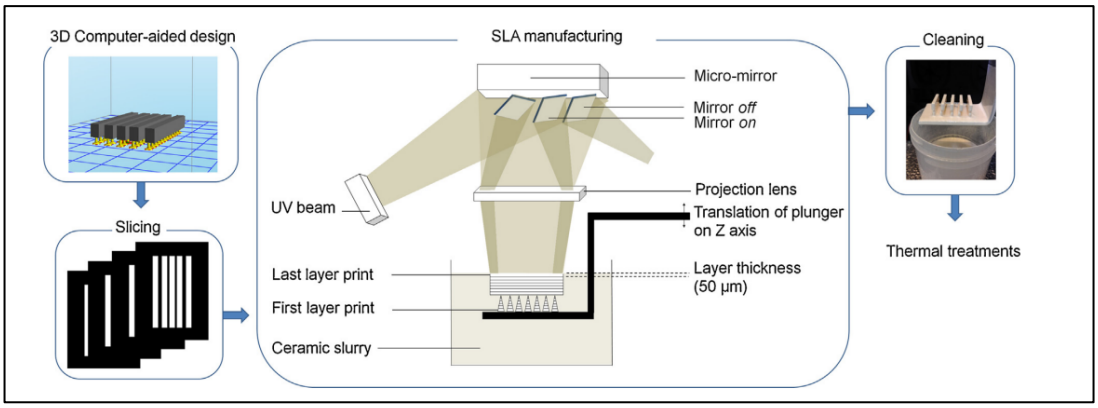
Tablo 2.1. *(devam) Eklemeli ve çıkarmalı üretim yöntemlerinin karşılaştırılması*

KRİTER	EKLEMELİ ÜRETİM (3B BASKI)	ÇIKARMALI ÜRETİM (CAD-CAM FREZELEME)
BOYUTSAL DOĞRULUK	Yazıcı tipi, katman kalınlığı ve post-processing'e bağlıdır	Frezeleme hassasiyeti sayesinde boyutsal doğruluk yüksek ve tutarlıdır
ALET / EKİPMAN AŞINMASI	Kesici alet kullanılmadığı için minimaldir	Freze bıçaklarında aşınma ve periyodik yenileme gereksinimi vardır
MATERYAL SEÇENEKLERİ	Fotopolimer ve seramik içerikli rezinlerle sınırlıdır	Zirkonya, feldspatik seramik, lityum disilikat ve hibrit bloklar gibi geniştir
KLİNİK VE LABORATUVAR KULLANIMI	Dijital iş akışlarında esneklik ve maliyet avantajı sunar	Uzun süredir klinik olarak kanıtlanmış ve yaygın kullanılan bir yöntemdir

2.2. 3B Baskı Teknolojileri ve Dental Uygulamalar

2.2.1. SLA (Stereolitografi) Teknolojisi

Stereolitografi (SLA), eklemeli üretim teknolojileri içinde geliştirilen ilk yöntemlerden biri olup, sıvı fotopolimer rezinin kontrollü şekilde ışık enerjisi ile katman katman polimerize edilmesi esasına dayanmaktadır (Hull, 1986; Alharbi vd., 2016). Bu yöntemde, dijital ortamda tasarlanan üç boyutlu nesne yazılım aracılığıyla ince katmanlara ayrılmakta ve her bir katman, reçine haznesi içerisinde ultraviyole lazer ışını ile seçici olarak sertleştirilmektedir. Katmanın polimerizasyonu tamamlandıktan sonra yapı platformu belirli bir mesafe hareket etmekte ve bir sonraki katmanın üretimine geçilmektedir (Hull, 1986). Bu işlem, restorasyonun tüm hacmi tamamlanıncaya kadar ardışık olarak sürdürülmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016; Melchels vd., 2010).



Şekil 2.2. *Sterelitografi (SLA) teknolojosinin çalışma prensibi (Dehurtevent vd., 2017)*

SLA teknolojisinin temel çalışma prensibi, lazer ışınının yalnızca istenen alanlara yönlendirilmesi sayesinde yüksek çözünürlüklü ve detaylı üretime olanak sağlamasıdır. Bu nedenle özellikle ince yüzey morfolojisi, keskin kenar detayları ve hassas uyum gerektiren dental uygulamalarda önemli bir yer edinmiştir (Cabrol vd., 2024; Revilla-León ve Özcan, 2019). Katmanlı üretim mantığı sayesinde geleneksel üretim yöntemleriyle elde edilmesi güç olan kompleks geometrilerin üretilebilmesi, SLA sistemlerinin önemli avantajlarından biri olarak kabul edilmektedir. Ayrıca yüzey kalitesinin yüksek olması ve detay doğruluğunun başarılı olması, bu teknolojiyi dental model, cerrahi rehber ve çeşitli protetik bileşenlerin üretiminde kullanılabilir hale getirmiştir (Melchels vd., 2010).

Diş hekimliğinde SLA yöntemi; tanı modelleri, cerrahi rehberler, ortodontik plaklar, ağız koruyucuları, protez kaideleri, geçici restorasyonlar ve bazı seramik veya rezin esaslı restoratif uygulamalarda kullanılabilmektedir. Özellikle kişiye özel üretim gerektiren yapılarda dijital tasarım verisinin yüksek doğrulukla fiziksel modele dönüştürülebilmesi, bu yöntemin klinik önemini artırmaktadır. Son yıllarda materyal teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte, SLA ile yalnızca yardımcı modellerin değil, restoratif amaçlı bazı nihai ürünlerin de üretilebildiği bildirilmiştir. Bu durum, SLA teknolojisinin dental alandaki kullanım alanını daha da genişletmiştir (Moncada, 2023; Javaid ve Haleem, 2019).

Bununla birlikte SLA yönteminin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Öncelikle üretim süreci, lazer ışınının her katmanı noktasal veya çizgisel biçimde taramasına dayandığından, tüm katmanın tek seferde polimerize edildiği sistemlere kıyasla daha yavaş olabilmektedir. Ayrıca kullanılabilecek materyaller çoğunlukla

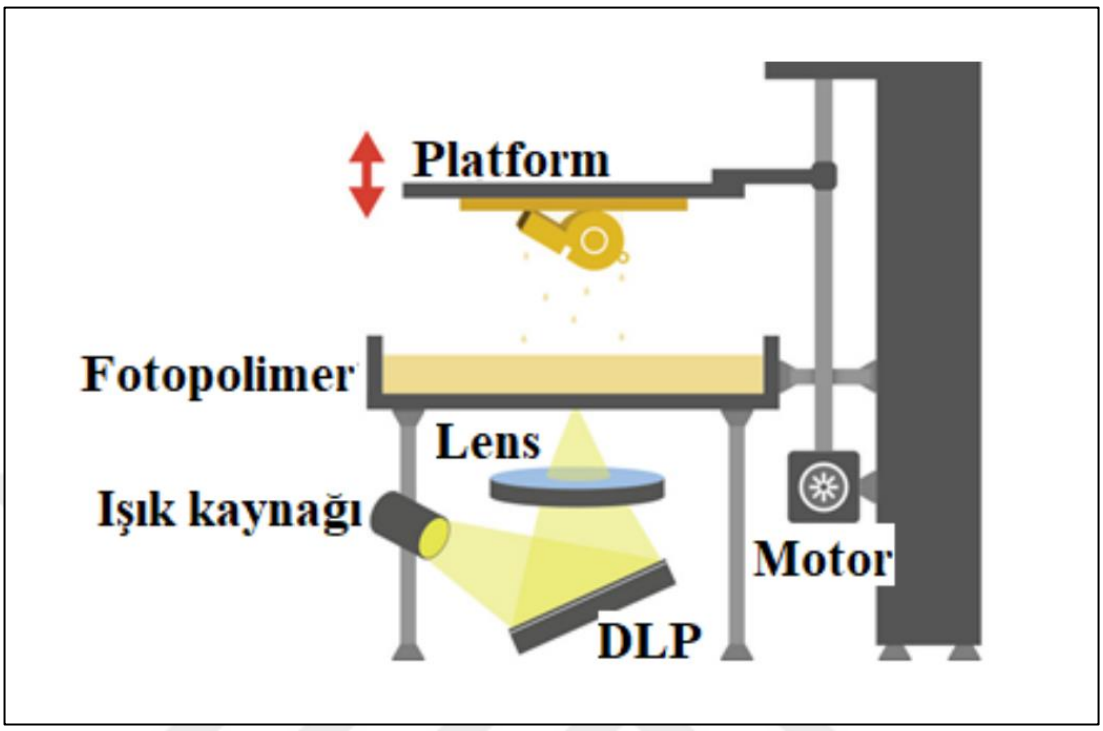
ışığa duyarlı fotopolimer rezinlerle sınırlıdır (Stansbury ve Idacavage, 2016;). Fotopolimer esaslı materyallerin mekanik özellikleri, baskı yönü, katman kalınlığı ve üretim sonrası uygulanan yıkama ile ek polimerizasyon işlemlerinden etkilenebilmektedir. Bunun yanında bazı SLA materyallerinde kırılganlık, darbe dayanımının düşüklüğü ve uzun dönem mekanik stabilitenin sınırlı olması gibi dezavantajlar da bildirilmektedir. Bu nedenle SLA ile üretilen yapıların klinik kullanımında yalnızca üretim doğruluğu değil, materyalin fiziksel ve mekanik performansı da dikkate alınmalıdır (Stansbury ve Idacavage, 2016; Cabrol vd., 2024; Tahayeri vd., 2018).

SLA teknolojisinde baskı sonrası işlemler de üretim kalitesinin ayrılmaz bir parçasıdır. Baskı tamamlandıktan sonra restorasyon yüzeyinde kalan polimerize olmamış artık rezinin uygun çözücülerle uzaklaştırılması, destek yapılarının temizlenmesi ve ardından ek ışık uygulaması ile post-polimerizasyon işleminin yapılması gerekmektedir. Bu aşamalar, nihai restorasyonun polimerizasyon derecesini artırarak boyutsal stabilite, yüzey özellikleri ve mekanik dayanım üzerinde belirleyici rol oynayabilmektedir. Bu nedenle SLA sistemleri, yalnızca baskı aşamasıyla değil, üretim sonrası protokolün doğru uygulanmasıyla birlikte değerlendirilmesi gereken bir üretim teknolojisidir. Üretim hassasiyeti ve yüzey detay başarısı nedeniyle SLA, diş hekimliğinde hâlen önemli bir eklemeli üretim yöntemi olarak kabul edilmektedir (Cabrol vd., 2024).

2.2.2. DLP (Digital Light Processing) Teknolojisi

Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing, DLP), stereolitografi ile aynı şekilde tekne fotopolimerizasyonu prensibine dayanan bir eklemeli üretim yöntemidir. Bu teknikte, ışığa duyarlı sıvı fotopolimer rezin katmanlar halinde polimerize edilerek üç boyutlu yapı oluşturulmaktadır. SLA ve DLP sistemleri benzer üretim mantığına sahip olmakla birlikte, iki yöntem arasındaki temel fark ışığın uygulanma şeklidir. SLA sistemlerinde lazer ışını reçine yüzeyini noktasal ya da çizgisel olarak tarayarak polimerizasyon oluştururken, DLP sistemlerinde dijital mikroayna aygıtı aracılığıyla oluşturulan görüntü tek seferde tüm katmana yansıtılmakta ve ilgili katman eş zamanlı olarak sertleştirilmektedir (Sampaio vd., 2025). Bu nedenle DLP, özellikle üretim

süresi açısından SLA'ya göre daha avantajlı bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016; Schweiger vd., 2021).



Şekil 2.3. *Dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi çalışma prensibi (Sürmen, 2019)*

DLP teknolojisinde kullanılan ışık kaynağı çoğunlukla 380–405 nm dalga boyu aralığında çalışan projektör tabanlı bir sistemdir. Dijital mikroayna aygıtı, her katman için oluşturulan iki boyutlu görüntüyü reçine yüzeyine yansıtarak seçilen alanların aynı anda polimerize edilmesini sağlar (Gruber vd., 2021). Katman tamamlandıktan sonra yapı platformu belirli bir mesafe hareket eder ve yeni bir reçine tabakasının ardından bir sonraki katmanın üretimine geçilir. Bu üretim prensibi sayesinde, özellikle aynı baskı döngüsünde birden fazla parçanın üretimi sırasında zaman tasarrufu sağlanabilmektedir. Ayrıca katmanın bütün olarak oluşturulması, üretim süresinin geometriye değil daha çok katman sayısına bağlı olmasına neden olmaktadır; bu durum da DLP sistemlerini klinik ve laboratuvar uygulamaları açısından pratik hale getirmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016).

DLP yazıcılar diş hekimliğinde dental model, cerrahi rehber, geçici restorasyon, protez kaidesi, ortodontik aparey ve rezin esaslı kronlar gibi çok sayıda uygulamada kullanılmaktadır. Dijital diş hekimliğinde özellikle fotopolimer esaslı materyallerin yaygınlaşmasıyla birlikte, DLP sistemleri yüksek üretim hızı, kabul edilebilir doğruluk düzeyi ve aynı anda çoklu üretim avantajı nedeniyle önemli bir yer

edinmiştir. Nitekim güncel bir derleme, dental teknolojide fotopolimer bazlı sistemlerin, özellikle tank polimerizasyon grubundaki SLA ve DLP yazıcıların yaygın kullanıldığını; bu teknolojilerin laboratuvar ve klinik iş akışına giderek daha fazla entegre edildiğini bildirmektedir (Schweiger vd., 2021). Ayrıca geçici kronların yüzey özelliklerini karşılaştıran bir çalışmada hem SLA hem de DLP ile üretilen örneklerin klinik açıdan kullanılabilir üretim doğruluğu gösterdiği belirtilmiştir (Son vd., 2021).

Bununla birlikte DLP teknolojisinin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Her ne kadar tüm katmanın aynı anda polimerize edilmesi üretim hızını artırsa da piksel bazlı görüntü projeksiyonu nedeniyle baskı alanı genişledikçe çözünürlük ve yüzey ayrıntılarında sınırlılıklar ortaya çıkabilmektedir. Özellikle çok küçük ve hassas ayrıntıların üretiminde, projeksiyon sisteminin optik özellikleri baskı kalitesini etkileyebilmektedir. Bu nedenle bazı durumlarda SLA sistemleri daha yüksek çözünürlük ve daha iyi yüzey kalitesi sağlayabilmektedir. Ayrıca DLP ile üretilen parçaların doğruluğu ve mekanik özellikleri; katman kalınlığı, baskı yönü, reçine tipi, ışık yoğunluğu ve baskı sonrası uygulanan yıkama ile ek polimerizasyon işlemlerinden etkilenmektedir (Son vd., 2021; Tsolakis vd., 2022).

DLP sistemlerinde baskı sonrası işlemler, nihai restorasyonun performansı açısından kritik öneme sahiptir. Baskı tamamlandıktan sonra yüzeyde kalan polimerize olmamış artık rezinin uzaklaştırılması, destek yapılarının temizlenmesi ve uygun süre ile post-polimerizasyon uygulanması gerekmektedir. Bu işlemler yalnızca boyutsal stabiliteyi değil, aynı zamanda mekanik dayanım, yüzey pürüzlülüğü ve biyouyumluluk gibi klinik açıdan önemli özellikleri de etkileyebilmektedir. Bu nedenle DLP teknolojisi, yüksek hız ve üretim verimliliği sunmasına rağmen, baskı parametreleri ile üretim sonrası işlemlerin dikkatle kontrol edilmesini gerektiren bir sistemdir (Stansbury ve Idacavage, 2016; Schweiger vd., 2021).

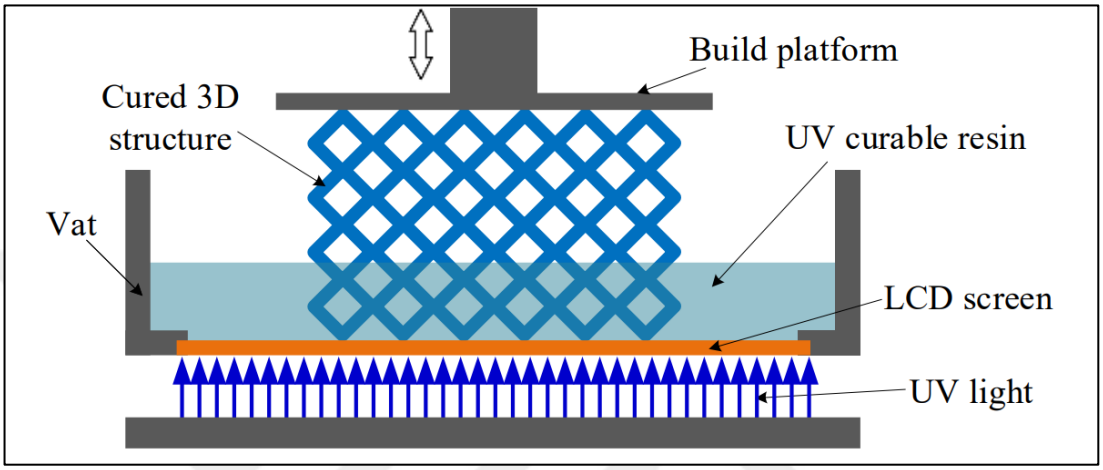
Tablo 2.2. *SLA (Stereolithography) ve DLP (Digital Light Processing) yöntemlerinin karşılaştırılması*

KRİTER	SLA (STEREOLİTHOGRAPHY)	DLP (DİGİTAL LİGHT PROCESSİNG)
ÇALIŞMA PRENSİBİ	Lazer ışını ile fotopolimer rezinin noktasal olarak polimerize edilmesi	Dijital projeksiyon sistemi ile bir katmanın tamamının tek seferde polimerize edilmesi
IŞIK KAYNAĞI	UV lazer	Dijital projektör (UV/LED)
KATMAN OLUŞUMU	Katmanlar çizgi çizgi taranarak oluşturulur	Katmanlar tek seferde bütün olarak oluşturulur
ÜRETİM HIZI	DLP sistemine göre yavaştır; baskı süresi obje boyutuna ve detayına bağlıdır	SLA sistemine göre daha hızlıdır; baskı süresi çoğunlukla katman sayısına bağlıdır
YÜZEY KALİTESİ	Yüksek yüzey düzgünlüğü ve detay çözünürlüğü sağlar	Yüksek çözünürlük sunar; ancak piksel yapısına bağlı artefaktlar görülebilir
BOYUTSAL DOĞRULUK	Yüksek; özellikle ince detaylarda avantajlıdır	Yüksek; ancak piksel boyutu doğruluğu etkileyebilir
MEKANİK ÖZELLİKLER	Homojen polimerizasyon nedeniyle tutarlı mekanik özellikler	Katman bazlı polimerizasyon nedeniyle mekanik özelliklerde farklılıklar görülebilir
BASKI ALANI ETKİSİ	Objenin konumuna bağlı doğruluk değişimi minimaldir	Baskı alanının kenarlarında boyutsal değişimler oluşabilir
REZİNE BAĞIMLILIK	Lazer uyumlu rezinlerle sınırlıdır	Projektör dalga boyuna uyumlu rezinlerle sınırlıdır
KLİNİK KULLANIM	Yüksek hassasiyet gerektiren kron, köprü ve geçici restorasyonlarda tercih edilir	Seri üretim gerektiren modeller, splintler ve kronlarda yaygın olarak kullanılır

2.2.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)

Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display, LCD) teknolojisi, eklemeli üretim yöntemleri içerisinde tekne fotopolimerizasyonu prensibiyle çalışan sistemlerden biridir. Bu yöntemde, ışığa duyarlı sıvı fotopolimer rezin katmanlar halinde polimerize edilerek üç boyutlu yapı elde edilmektedir. LCD sistemleri, çalışma mantığı

bakımından SLA ve DLP teknolojilerine benzemekle birlikte, ışık kaynağının yönlendirilme biçimi açısından bu sistemlerden ayrılmaktadır. LCD yazıcılarda ışık, bir projektör yerine LCD panel üzerinden geçirilmekte ve ekrandaki maskeleme mantığı ile belirli alanlar seçici olarak polimerize edilmektedir. Bu sayede her katman, belirlenen görüntü doğrultusunda tek seferde oluşturulabilmektedir (Quan vd., 2020; Tsolakis vd., 2022).



Şekil 2.4. *Sıvı kristal ekran (LCD) teknolojisi çalışma prensibi (Zhu, 2023)*

LCD teknolojisinin önemli özelliklerinden biri, nispeten düşük cihaz maliyeti ile yüksek piksel çözünürlüğünü bir araya getirebilmesidir. Bu nedenle özellikle dental model, ortodontik çalışma modeli, cerrahi rehber, geçici restorasyon ve bazı rezin esaslı apareylerin üretiminde yaygın biçimde kullanılmaktadır. LCD panellerin yüksek çözünürlüğü, detaylı baskı alınmasına katkı sağlarken; sistemin daha erişilebilir olması, bu teknolojinin diş hekimliğinde kullanımını artırmıştır. Ayrıca LCD sistemlerinde üretim, DLP'de olduğu gibi katmanın tamamının aynı anda polimerizasyonuna dayandığından, baskı süresi geometriye göre değil daha çok katman sayısına göre değişmektedir (Quan vd., 2020).

Bununla birlikte LCD sistemlerinin bazı teknik sınırlılıkları da bulunmaktadır. LCD panelden geçen ışık miktarının sınırlı olması, ışık yoğunluğunu azaltabilmekte ve bu durum baskı hassasiyeti ile üretim verimliliğini etkileyebilmektedir. Ayrıca LCD paneller zamanla performans kaybına uğrayabildiği için belirli aralıklarla değiştirilmesi gerekebilmektedir. DLP sistemleri ile karşılaştırıldığında, bazı çalışmalarda LCD yazıcıların doğruluk bakımından daha düşük performans gösterdiği; ancak her iki sistemin de dental modellerin üretiminde klinik olarak kabul edilebilir

sonuçlar verebildiği bildirilmiştir. Bu nedenle LCD teknolojisi, ekonomik ve erişilebilir bir alternatif sunmakla birlikte, kullanım amacı doğrultusunda doğruluk, ışık homojenliği ve baskı sonrası işlemler açısından dikkatli değerlendirilmelidir (Tsolakis vd., 2022).

Diğer eklemeli üretim yöntemleri arasında materyal püskürtme (PolyJet/MultiJet), malzeme ekstrüzyonu (FDM) ve toz yataklı sistemler (SLS/SLM/DMLS) yer almaktadır. PolyJet sistemleri sıvı fotopolimer damlacıklarının yüzeye püskürtülüp ışıkla sertleştirilmesine, FDM yöntemi termoplastik filamentin eritilerek katmanlı biçimde biriktirilmesine, SLS/SLM/DMLS sistemleri ise toz halindeki materyallerin lazer enerjisi ile sinterlenmesi veya ergitilmesine dayanmaktadır. Bu yöntemler dental alanda farklı amaçlarla kullanılmakla birlikte, rezin esaslı hassas restoratif üretimde SLA, DLP ve LCD sistemleri daha yaygın olarak tercih edilmektedir (Javaid ve Haleem, 2019; Tahayeri vd., 2018).

2.2.4. Dental Alanda 3B Baskının Avantajları ve Sınırlılıkları

Üç boyutlu baskı teknolojileri, dental uygulamalarda dijital iş akışına sağladıkları esneklik, kişiselleştirilmiş üretim olanağı ve düşük materyal kaybı nedeniyle giderek daha yaygın kullanılmaktadır. Özellikle daimi kullanıma yönelik rezin materyallerin geliştirilmesiyle birlikte bu sistemler; dental model, cerrahi rehber, geçici restorasyon ve bazı kalıcı restorasyonların üretiminde önemli bir yer edinmiştir. Bununla birlikte 3B baskılı materyallerin klinik başarısı yalnızca üretim kolaylığı ile değil, materyal özellikleri, yaşlandırma davranışı, yüzey kalitesi ve üretim sonrası işlemler ile birlikte değerlendirilmelidir (Balestra vd., 2024; Javaid ve Haleem, 2019).

Dental alanda 3B baskı teknolojilerinin başlıca avantajları şunlardır:

- Dijital tasarım verisinin doğrudan üretime aktarılabilmesi sayesinde hasta ve restorasyona özgü, kişiselleştirilmiş yapıların hazırlanmasına olanak sağlamaktadır. Bu durum özellikle kompleks anatomik morfolojiye sahip restorasyonların üretiminde önemli bir avantaj sunmaktadır (Javaid ve Haleem, 2019).
- Katmanlı üretim prensibi nedeniyle materyal yalnızca gerekli bölgelerde kullanılmakta, bu da çıkarmalı üretim yöntemlerine kıyasla daha düşük

materyal kaybı ile sonuçlanabilmektedir. Aynı baskı döngüsünde birden fazla parçanın üretilebilmesi de laboratuvar iş akışında zaman avantajı sağlayabilmektedir (Javaid ve Haleem, 2019; Balestra vd., 2024).

- Dijital dosyaların arşivlenebilmesi, restorasyonların gerektiğinde yeniden üretilebilmesini kolaylaştırmakta ve klinik ile laboratuvar süreçlerinde tekrar edilebilirliği artırmaktadır. Ayrıca bu sistemler, dijital planlama ile estetik ve anatomik uyumun üretim öncesinde değerlendirilmesine de katkı sağlamaktadır (Javaid ve Haleem, 2019; Alghazzawi, 2016).

Bununla birlikte, 3B baskılı rezin esaslı materyallerin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır:

- Fotopolimer esaslı materyallerde su emilimi, hidrolitik bozunma ve zamanla oluşan materyal değişimleri, uzun dönem mekanik performansın olumsuz etkilenmesi ile ilişkilendirilmektedir. Daimi restorasyonlar için 3B baskı materyalleri umut verici görülse de, mevcut kanıtların hâlâ kesin olmadığı bildirilmiştir (Balestra vd., 2024).
- Termal yaşlandırma ve çevresel stresler, materyalin klinik performansını etkileyebilecek bozunma süreçleriyle ilişkilendirilmektedir; bu nedenle daimi 3B baskı materyallerinin yaşlandırma sonrası davranışlarının ayrıca değerlendirilmesi gerekmektedir (Balestra vd., 2024).
- Baskı yönü, katman kalınlığı, destek yerleşimi, yıkama protokolü ve post-polimerizasyon gibi üretim parametreleri; restorasyonun boyutsal doğruluğu, yüzey pürüzlülüğü ve mekanik dayanımı üzerinde belirleyici olabilmektedir. Bu nedenle üretim sonrası işlemler, baskı sürecinin ayrılmaz bir parçası olarak kabul edilmektedir (Balestra vd., 2024).
- Yüzey pürüzlülüğündeki artış yalnızca estetik görünümü değil, aynı zamanda plak retansiyonu ve uzun dönem klinik stabiliteyi de etkileyebilecek bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle 3B baskılı restorasyonların yüzey kalitesi ve sonlandırma işlemleri klinik başarı açısından önem taşımaktadır (Balestra vd., 2024).

2.3. Üç Boyutlu Baskı Sistemlerinde Kullanılan Rezin Esaslı Dental Materyaller

Dental restorasyon materyallerinde günümüzde estetik, biyouyumluluk ve mekanik dayanıklılık gibi temel kriterleri karşılayan çok sayıda rezin esaslı malzeme bulunmaktadır. Rezin sistemleri, diş hekimliğinde hem direkt hem de indirekt restorasyonların üretiminde önemli bir yer edinmiştir. Son yıllarda CAD/CAM teknolojileri ve 3B baskı sistemlerinin gelişmesiyle birlikte, bu materyaller yalnızca geçici değil, aynı zamanda kalıcı restorasyonlarda da kullanılmaya başlanmıştır (Balestra vd., 2024).

Rezin esaslı materyaller genel olarak organik matriks, inorganik dolgu partikülleri ve bağlayıcı ajanlardan oluşur. Matrikste genellikle dimetakrilat türevleri (örneğin Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) yer alırken, dolgu fazı silika, baryum cam veya seramik partiküller içerebilir (Ilie ve Stansbury, 2013). Bu iki faz arasındaki bağlantı, kimyasal olarak silan ajanları aracılığıyla sağlanır (Rosentritt vd., 2017; Ferracane, 2011). Materyalin nihai özellikleri; dolgu oranı, partikül boyutu, bağlayıcı yapının sertliği ve üretim yöntemiyle yakından ilişkilidir (Kamatham vd., 2020).

2.3.1. Kompozit Bazlı 3B Rezinler

Kompozit bazlı rezin materyaller, organik polimer matriks ile inorganik dolgu partiküllerinin bir araya getirilmesiyle oluşturulan ve estetik özelliklerle mekanik dayanım arasında denge kurmayı amaçlayan materyallerdir. Bu materyallerde matriks fazı çoğunlukla dimetakrilat esaslı monomerlerden oluşurken, dolgu fazında silika, kuvars, baryum cam veya seramik içerikli partiküller yer alabilmektedir. Dolgu partiküllerinin tipi, boyutu, dağılımı ve oranı; materyalin elastik modülü, aşınma direnci, polisajlanabilirliği, yüzey pürüzlülüğü, ışık iletimi ve renk stabilitesi gibi özellikleri üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Ayrıca organik ve inorganik faz arasındaki bağlantının silan bağlayıcı ajanlarla sağlanması, kompozit yapının bütünlüğü ve uzun dönem performansı açısından önem taşımaktadır (Ferracane, 2011; Ilie ve Hickel, 2011).

Kompozit rezinler; mikrohibrit, nanohibrit, mikrofil ve hibrit seramik dolgulu sistemler gibi farklı alt gruplar halinde geliştirilmiş olup, bu sınıflandırma büyük

ölçüde dolgu partiküllerinin boyutu ve yapısına dayanmaktadır. Özellikle indirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit içerikli materyallerde, daha kontrollü polimerizasyon koşulları sayesinde doğrudan uygulanan kompozitlere kıyasla daha homojen yapı, daha iyi fiziksel özellikler ve geliştirilmiş aşınma direnci hedeflenmektedir. Son yıllarda bu materyal grubu yalnızca klasik indirekt laboratuvar kompozitleri ile sınırlı kalmamış; CAD/CAM bloklar ve 3B baskı ile üretilen kalıcı restoratif materyaller de kompozit bazlı rezin ailesi içinde değerlendirilmeye başlanmıştır. Bununla birlikte güncel literatürde, eklemeli olarak üretilen kompozit bazlı rezinlerin kalıcı indirekt restorasyonlardaki mekanik performansının umut verici olmakla birlikte hâlen sınırlı kanıtla desteklendiği ve uzun dönem klinik veriye ihtiyaç duyulduğu bildirilmektedir (Ilie ve Hickel, 2011; Pot vd., 2024; Prause vd., 2024).

Bego Trini-Q, bu gruptaki yeni nesil rezin materyallerden biridir. Bego Trini-Q, fotopolimerizasyonla kürlenen, mikrohibrit yapıdaki bir rezin olup DLP ve SLA sistemleriyle uyumludur. Üretici verilerine göre materyal, kompozit esaslı hibrit bir yapı sergilemekte; dolgu fazında cam seramik partikülleri, matriks fazında ise UDMA ve TEGDMA türevleri bulunmaktadır (Bego, Bremen, Almanya, Casucci vd., 2024).

Yapılan çalışmalarda, 3B baskı ile üretilen kompozit bazlı kronların yüzey pürüzlülüğünün frezelenmiş CAD/CAM hibrit bloklarla benzer düzeyde olduğu, ancak polisaj işlemine daha duyarlı davrandığı bildirilmiştir (Moncada, 2023). Ayrıca termal yaşlandırma sonrası bu materyallerde su emilimi ve mikro çatlak oluşumu gözlenebilmektedir. Bu değişikliklerin mekanik dayanımda kısmi azalmaya neden olduğu, ancak klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kaldığı ifade edilmiştir (Tribst vd., 2024).

Trini-Q gibi hibrit reçinelerin en önemli avantajı, post-polimerizasyon aşamasında tam polimerizasyonun sağlanabilmesiyle birlikte, kırılma davranışının geleneksel kompozitlere kıyasla daha homojen olmasıdır. Ayrıca yüzey işlemleri (örneğin parlatma veya glazür uygulaması) ile renk stabilitesi artırılabilmektedir (Gruber vd., 2021).

2.3.2. Seramik Katkılı 3B Rezinler

Seramik içerikli rezin materyaller, kompozit bazlı rezinlerin geliştirilmiş bir alt grubu olarak; organik polimer matriks ile seramik temelli inorganik dolgu fazını bir araya getiren hibrit yapılardır. Bu materyallerin geliştirilmesindeki temel amaç, klasik rezin kompozitlerin işlenebilirlik ve tamir edilebilirlik avantajlarını korurken; elastik modül, aşınma direnci, yüzey sertliği ve optik özellikler gibi parametreleri iyileştirmektir. Seramik içerikli hibrit yapılarda dolgu partiküllerinin tipi, oranı, boyutu ve matriks ile ara yüz bağlantısı; materyalin kırılma davranışı, yüzey pürüzlülüğü, polisajlanabilirliği ve uzun dönem stabilitesi üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Bu nedenle seramik dolgulu rezinler, kompozit esaslı materyaller ile tam seramikler arasında mekanik ve estetik açıdan ara bir materyal grubu olarak değerlendirilmektedir (Ferracane, 2011; Ilie ve Hickel, 2011; Duarte Jr. vd., 2025).

Son yıllarda dijital üretim teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte, seramik içerikli rezin materyaller yalnızca CAD/CAM bloklar biçiminde değil, aynı zamanda 3B baskı ile üretilebilen kalıcı restoratif materyaller şeklinde de kullanılmaya başlanmıştır. Güncel derlemelerde, bu materyallerin özellikle tek kron, inley, onley ve veneer gibi endikasyonlarda umut verici özellikler gösterdiği; ancak mekanik performans, su emilimi, yaşlandırma davranışı ve uzun dönem klinik başarı açısından kanıtların hâlen sınırlı olduğu bildirilmektedir. Bununla birlikte, seramik katkısının materyalin yüzey özellikleri, sertliği ve aşınma direnci üzerinde olumlu katkı sağlayabildiği; ancak nihai performansın üretim yöntemi, baskı parametreleri, post-polimerizasyon protokolü ve sonlandırma işlemlerinden önemli ölçüde etkilendiği vurgulanmaktadır (Balestra vd., 2024; Keßler vd., 2025).

Saremco CrownTec, bu gruptaki önemli ürünlerden biridir. Üreticiye göre CrownTec; DLP tabanlı baskı için optimize edilmiş, “nano-seramik dolgulu rezin” yapısına sahiptir. İnorganik dolgu partikülleri %60’ın üzerinde olup, ısı ve ışıkla tam kürlenme sağlayarak yüksek yoğunluklu bir ağ yapısı oluşturur. Bu özellik, materyalin hem yüksek basma dayanımı hem de düşük yüzey aşınması göstermesini sağlar (Saremco Dental AG, 2023; Di Fiore vd. 2024).

Tribst ve arkadaşlarının (2024) çalışmasında, seramik katkılı rezin kronların termal yaşlandırma sonrası kırılma dayanımının kompozit bazlı olanlara kıyasla

istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Balestra ve ark. (2024) ise bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık özelliklerinin, uygun polisaj sistemleri kullanıldığında CAD/CAM hibrit bloklara yakın değerler gösterdiğini belirtmiştir.

Saremco CrownTec, aynı zamanda düşük su emilimi, yüksek marjinal adaptasyon ve renk stabilitesi gibi özellikleriyle kalıcı restorasyonlara bir alternatif olarak değerlendirilmiştir (Moncada, 2023). Bununla birlikte, post-polimerizasyon süresinin yeterli olmaması durumunda materyalin yüzey sertliği ve bağlanma performansında azalma gözlenebileceği bildirilmektedir (Cabrol vd., 2024).

2.3.3. CAD/CAM Hibrit Bloklarla Karşılaştırma

CAD/CAM blokları (örneğin Lava Ultimate, Cerasmart) uzun yıllar boyunca indirekt restorasyonlarda standart materyal olarak kullanılmıştır. Ancak bu blokların üretimi sırasında meydana gelen malzeme kaybı, yüksek maliyet ve karmaşık işleme süreci gibi faktörler, 3B baskılı rezinlerin gelişmesini hızlandırmıştır (Zandinejad vd., 2021).

Literatürde yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, 3B baskı ile üretilen seramik katkılı rezinlerin kırılma dayanımı açısından CAD/CAM hibrit bloklara yakın veya benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Tribst vd., 2024). Ancak yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi gibi özelliklerin, üretim sonrası işlemlere ve yaşlandırma koşullarına bağlı olarak değiştiği de belirtilmiştir (Balestra vd., 2024).

Moncada (2023) ve Gruber (2021) tarafından yapılan değerlendirmelerde, 3B baskılı rezinlerin klinik olarak kabul edilebilir performans sergilediği; ancak uzun dönem dayanıklılık ve simantasyon başarısı gibi konularda ek araştırmalara ihtiyaç duyulduğu vurgulanmıştır. Bu nedenle, 3B baskılı rezinlerin klinik geçerliliği büyük oranda laboratuvar testleri, yaşlandırma simülasyonları ve mekanik performans analizleri ile desteklenmektedir.

2.4. Dental Simanlar

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısı, yalnızca kullanılan materyalin mekanik özelliklerine değil, aynı zamanda restorasyonun dişe veya

abutment yüzeyine sağlam bir şekilde bağlanmasını sağlayan siman materyaline de bağlıdır. Siman, restorasyon ile destek yapı arasında mikromekanik ve/veya kimyasal bağ oluşturan ince bir arayüzdür (Hill, 2007; Powers ve Sakaguchi, 2012). Siman seçimi; restorasyonun materyaline, destek tipine, marjinal uyuma ve klinik koşullara göre değişkenlik gösterebilir.

Dental simanlar temel olarak geleneksel ve adeziv simanlar olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Geleneksel simanlar arasında çinko fosfat, çinko polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar bulunurken, adeziv simanlar arasında rezin esaslı simanlar ve bunların modifiye formları yer alır (Hill, 2007 ; Heboyan vd., 2023).

2.4.1. Simanların Sınıflandırılması

2.4.1.1. Çinko Fosfat Simanlar

En eski siman türlerinden biridir. Yüksek basma dayanımına rağmen diş dokusuna kimyasal bağlanmaz. Asidik yapısı nedeniyle pulpaya irritasyon riski taşır. Günümüzde simantasyonda nadiren tercih edilir (Hill, 2007).

2.4.1.2. Cam İyonomer Simanlar (CİS)

Cam partiküllerinin poliakrilik asitle reaksiyonu sonucu oluşan asit-baz temelli materyallerdir. Kimyasal olarak dişe bağlanabilirler ve flor salınımı sayesinde sekonder çürük riskini azaltırlar. Ancak nem hassasiyetleri ve düşük çekme dayanımları nedeniyle yüksek yük altındaki bölgelerde kullanımları sınırlıdır. (Sidhu ve Nicholson, 2016)

2.4.1.3. Rezin Esaslı Simanlar

Rezin esaslı simanlar, indirekt restorasyonların simantasyonunda yaygın olarak kullanılan ve organik rezin matriks, inorganik doldurucular ile çeşitli başlatıcı sistemlerden oluşan materyallerdir. Bu simanların rezin matriksi çoğunlukla Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi dimetakrilat monomerlerine dayanır. Monomer

yapısı, materyalin viskozitesi, polimerizasyon derecesi ve mekanik özellikleri üzerinde belirleyici rol oynar (Maletin vd., 2023; Dantagnan vd. 2024).

Rezin esaslı simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre ışıkla sertleşen, kimyasal olarak sertleşen ve dual-cure olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Işıkla sertleşen sistemler genellikle ince ve yüksek ışık geçirgenliğine sahip restorasyonlarda tercih edilirken, dual-cure simanlar ışık iletiminin sınırlı olduğu daha kalın restorasyonlarda veya opak materyaller altında daha güvenilir bir polimerizasyon sağlayabilmektedir. Bu yönüyle dual-cure sistemler klinik kullanımda geniş bir endikasyon alanına sahiptir (Maletin vd., 2023).

Bu simanların başlıca avantajları; yüksek bağlanma dayanımı, düşük çözünürlük, uygun mekanik özellikler ve estetik restorasyonlarda renk uyumudur. Restorasyon ile diş dokusu arasında daha dayanıklı bir bağlantı oluşturmaları nedeniyle özellikle seramik restorasyonların simantasyonunda önemli bir yere sahiptirler. Bununla birlikte, polimerizasyon derecesi, su emilimi ve monomer salınımı gibi faktörler materyalin uzun dönem performansını etkileyebilmektedir (Maletin vd., 2023).

Günümüzde rezin esaslı simanlar; seramik, hibrit ve rezin esaslı CAD-CAM ya da eklemeli üretimle elde edilen restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle adeziv simantasyon gerektiren durumlarda, uygun yüzey işlemleri ve doğru simantasyon protokolü ile birlikte kullanıldıklarında başarılı klinik sonuçlar sunmaktadırlar (Maletin vd., 2023).

2.4.1.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, klasik cam iyonomer sistemine hidrofilik monomerler (örneğin HEMA) eklenmesiyle geliştirilmiştir. Böylece hem asit-baz reaksiyonu hem de ışıkla polimerizasyon gerçekleşir (Berzins, 2010). Bu yapısı, materyale daha yüksek erken dayanım, azalan nem hassasiyeti ve artan marjinal stabilite kazandırır.

RMCIS simanlar özellikle metal destekli ve zirkonya restorasyonlar için güvenilir bir seçenek olarak kabul edilir (Pyo vd., 2023). Ancak rezin esaslı

materyallere kıyasla esneklik modülü daha düşüktür ve uzun dönem nem emilimi nedeniyle mekanik özelliklerde azalma görülebilir (Cattani-Lorente vd., 1999).

GC FujiCEM benzeri rezin modifiye cam iyonomer simanlar, flor salınımı, kolay uygulama ve klinik olarak kabul edilebilir bağlanma gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Ayrıca, termal siklus sonrası adezyon gücünde sınırlı azalma gözlenmiş, klinik olarak kabul edilebilir değerlerin korunduğu bildirilmiştir (Arıcı 2003). Ancak bağlanma dayanımı açısından rezin simanlarla karşılaştırıldığında genellikle daha düşük değerler gösterebildikleri için, bu materyaller özellikle retansiyon formu yeterli olan vakalarda daha uygun kabul edilmektedir (Ernst vd. 2009; Krämer vd., 2000).

2.4.1.5. Kendinden Adeziv Rezin Simanlar

Kendinden adeziv (self-adhesive) rezin simanlar, yüzey ön işlemine (asid-etch veya primer uygulaması) ihtiyaç duymadan diş veya abutment yüzeyine doğrudan bağlanabilen materyallerdir. Bununla birlikte, restorasyon materyaline ve üretici önerilerine bağlı olarak ek yüzey hazırlama işlemleri uygulanabilmektedir. İçerdikleri asitle fonksiyonelleştirilmiş monomerler sayesinde hem mine veya dentine hem de metal veya seramik yüzeylerle kimyasal etkileşim gösterebilirler (Ferracane vd., 2011).

Bu simanlar, 3B baskılı rezin kronlar ve hibrit rezin esaslı restorasyonların simantasyonunda da kullanılabilmektedir. 3B baskılı kalıcı restoratif materyallerde bağlanma performansının, uygulanan yüzey işlemine bağlı olarak değişebildiği ve uygun yüzey hazırlığının adezyon açısından önemli olduğu bildirilmiştir (Ersöz vd., 2024).

Bu nedenle kendinden adeziv rezin simanların kullanımında, simanın kimyasal yapısı kadar restorasyon yüzeyine uygulanacak işlem protokolü de dikkate alınmalıdır. Ayrıca bu simanların klinik uygulama basamaklarını azaltması, özellikle pratik kullanım açısından avantaj sağlayabilmektedir (Ferracane vd., 2011).

2.4.2. Siman Seçiminin 3B Baskı Kronlarda Önemi

3B baskılı rezin kronların simantasyonu, geleneksel seramik restorasyonlardan farklıdır (Montenbruck vd., 2025). Bu materyallerin yüzey enerjisi ve polaritesi daha düşüktür, bu nedenle yüzey işlemleri (örneğin kumlama veya silan uygulaması) ile adezyonun güçlendirilmesi önerilir (Moncada, 2023; Ersöz vd., 2024).

Üç boyutlu (3B) baskılı rezin kronlarda siman seçimi, restorasyonun retansiyonu, marjinal bütünlüğü ve uzun dönem klinik performansı açısından önemli bir basamaktır; çünkü simanlar yalnızca restorasyonu destek yapıya bağlamakla kalmaz, aynı zamanda restorasyon ile preparasyon yüzeyi arasındaki boşluğun doldurulmasına ve yük transferine de katkı sağlar (Montenbruck vd., 2025). 3B baskılı kalıcı rezin materyallerde bağlanma performansının, uygulanan yüzey işlemine ve kullanılan baskı teknolojisine bağlı olarak değişebildiği; bu nedenle simantasyon öncesi yüzey hazırlığının adezyon açısından belirleyici olduğu bildirilmiştir (Ersöz vd., 2024; Palomeque vd., 2016). Ayrıca farklı primer ve adeziv rezin siman kombinasyonlarının 3B baskılı restorasyonlarda farklı bağ dayanımı değerleri oluşturduğu gösterilmiş, bu durum siman seçiminin tek başına değil, yüzey hazırlama protokolü ile birlikte değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymuştur (Kariper vd., 2025). Geçici simanlarla yapılan çalışmalarda dahi 3B baskılı kronların başlangıç ve yaşlandırma sonrası bağ dayanımının siman tipine göre değiştiği bildirildiğinden, kalıcı restorasyonlarda da uygun siman seçiminin ara yüzey stabilitesi açısından önemli olduğu kabul edilmektedir (Siqueira vd., 2024). Bu nedenle 3B baskılı kronların simantasyonunda simanın kimyasal yapısı, bağlanma kapasitesi ve ilgili yüzey işlem protokolü birlikte değerlendirilmelidir (Montenbruck vd., 2025; Ersöz vd., 2024).

2.5. Sabit Protetik Restorasyonlarda Destek Yapılar

Sabit protetik restorasyonlar, fonksiyon, estetik ve fonetik gereksinimlerin karşılanmasında diş hekimliğinde en sık kullanılan tedavi seçeneklerinden biridir. Bu restorasyonların başarısı, yalnızca kullanılan materyalin veya simanın kalitesine değil, aynı zamanda destek yapının biyomekanik özelliklerine de doğrudan bağlıdır

(Pjetursson vd., 2007; Misch, 2021). Destek tipi, restorasyonun yük dağılımını, stres transferini ve uzun dönem klinik performansını önemli ölçüde etkiler.

Destek yapılar genel olarak iki ana başlık altında incelenir: diş destekli ve implant destekli restorasyonlar. Günümüzde dijital sistemlerin gelişmesiyle birlikte bu destek yapılarının hem sanal hem de klinik ortamda hassas olarak modellenmesi mümkün hale gelmiştir.

2.5.1. Diş Destekli Restorasyonlar

Diş destekli restorasyonlar, periodontal ligament (PDL) varlığı nedeniyle doğal diş köklerinin fizyolojik hareketine izin verir. Periodontal ligament, yaklaşık 0,2 mm kalınlığında fibröz bir dokudur ve çiğneme kuvvetlerinin bir kısmını elastik deformasyonla absorbe eder (Kosewski vd., 2025; Poiate vd., 2009). Bu biyolojik elastikiyet, diş destekli restorasyonlarda stresin daha dengeli dağılmasını sağlar.

Diş destekli kronlarda kuvvetler, periodontal ligament aracılığıyla alveol kemiğine aktarılır. Bu durum, oklüzal yük altında restorasyon ve siman tabakasında meydana gelebilecek stres konsantrasyonunu azaltır (Poiate vd., 2009; Kosewski vd., 2025). Ancak fazla prepare edilmiş veya zayıf diş dokusu varlığında, simantasyon sonrası mikro sızıntı riski artabilir. Bu nedenle marjinal uyum, adeziv bağ gücü ve siman kalınlığı diş destekli restorasyonların başarısında kritik öneme sahiptir (Rossetti vd., 2008).

Ayrıca, diş destekli kronlarda çürük, fazla preparasyon veya devitalizasyon gibi faktörler destek direncini azaltabilir. Bu durum özellikle 3B baskı ile üretilmiş rezin kronlarda dikkate alınmalıdır, çünkü bu materyallerin elastik modülü seramiklere göre daha düşüktür (Bora vd., 2024; Moncada, 2023). Bu nedenle diş destekli kronlarda siman seçimi kadar, preparasyon geometrisi de dayanımı belirleyen önemli faktörlerdendir.

2.5.2. İmplant Destekli Restorasyonlar

İmplant destekli restorasyonlar, periodontal ligamentten yoksun oldukları için kuvvetleri doğrudan implant-abutment-kemik kompleksine iletir. Bu durum, implant

çevresindeki stres yoğunluğunu artırabilir (Bergamo vd., 2021). Doğal dişlerin aksine implantlar vertikal ve horizontal yönde minimal elastik hareket yapabildiğinden, gelen kuvvetlerin absorbe edilmeden doğrudan kemiğe aktarılması söz konusudur.

Bu nedenle implant destekli kronlarda restorasyonun tasarımı, oklüzal temas noktaları, abutment açısı ve kullanılan materyal tipi büyük önem taşır. Özellikle tek implant üzerindeki kronlarda, abutment geometrisi ve açısı, stres dağılımını etkileyen en önemli parametrelerden biridir (Mosharraf vd., 2022).

İmplant destekli rezin kronların kullanımı, son yıllarda hibrit ve 3B baskılı materyallerin dayanımının artmasıyla birlikte daha yaygın hale gelmiştir. Bu materyaller, elastik modülleri sayesinde gelen yükleri bir miktar absorbe ederek implant çevresindeki kemik stresini azaltabilirler (Ausiello vd., 2023). Ancak uzun dönem klinik başarı, siman seçimi ve abutment tasarımıyla doğrudan ilişkilidir.

2.5.3. Açılı Abutmentler ve Klinik Önemi

İmplant cerrahisinde ideal yerleşim her zaman mümkün olmadığından, özellikle anterior bölgede estetik ve anatomik kısıtlamalar nedeniyle açılı abutmentler tercih edilebilmektedir. Açılı abutmentler, implantın eksenel yönünü düzeltmeye ve restoratif boşluğu optimize etmeye yardımcı olur (Papavasiliou vd., 1996). Ancak bu düzeltme, aynı zamanda oklüzal yüklerin abutment bağlantı bölgesine eğik yönde iletilmesine neden olur.

Bu nedenle açılı abutment kullanımı, yalnızca protetik uyumu kolaylaştıran bir seçenek olarak değil, aynı zamanda biyomekanik açıdan dikkatle değerlendirilmesi gereken bir uygulama olarak kabul edilmektedir. Abutment açısının değişmesiyle birlikte oklüzal yüklerin implant-abutment-restorasyon kompleksi boyunca iletilme yönü de değişmekte, bu durum özellikle bağlantı bölgesinde ve restorasyonun belirli alanlarında farklı gerilme dağılımlarının ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (Mosharraf vd., 2022). Klinik açıdan bu değişim; restorasyon materyali, abutment tipi ve yükleme yönüne bağlı olarak implant, abutment ve üst yapı üzerindeki stres dağılımını etkileyebilmektedir (Bora vd., 2024). Bu nedenle açılı abutmentlerin kullanıldığı restorasyonlarda, yalnızca estetik ve protetik gereksinimler değil, aynı zamanda materyal seçimi, restorasyon kalınlığı, bağlantı tasarımı ve yükleme yönü

gibi biyomekanik değişkenler de birlikte değerlendirilmelidir (Mosharraf vd., 2022; Bora vd., 2024).

2.6. Mekanik ve Yüzey Testleri

2.6.1. Termal Siklus

Termal siklus, dental restoratif materyallerin ağız içindeki sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan termomekanik stresi laboratuvar ortamında simüle eden yapay yaşlandırma yöntemidir. Ağız boşluğu, tüketilen yiyecek ve içeceklerle sıklıkla sıcak-soğuk dalgalanmalar gösterir; bu durum restoratif materyallerde termal genleşme-büzülme döngülerine ve dolayısıyla matriks-dolgu ara yüzeyinde stres birikimine yol açabilir (Morresi, 2014; Ghavami-Lahiji, 2018). Bu nedenle termal yaşlandırma, restoratif materyal ile diş ya da abutment arasındaki bağ dayanımı, yüzey bütünlüğü ve mekanik özelliklerin uzun dönem stabilitesini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılır (Morresi, 2014).

Çalışmalarda genellikle 5 °C ile 55 °C arasındaki banyolar arasında 20–30 s bekletme süreleri kullanılmaktadır (Eliasson, 2020). Uygulanan siklus sayısı ise çalışmadan çalışmaya değişiklik gösterse de, 5.000–20.000 siklus aralığı sıklıkla tercih edilmektedir; bu aralığın laboratuvar ortamında yaklaşık 6 ay – 2 yıl klinik kullanımını simüle edebileceği kabul edilmektedir (Vorachart vd., 2022).

Rezin esaslı restoratif materyallerde, tekrarlayan sıcak-soğuk döngüleri su emilimi, matriks plastifikasyonu, dolgu-matriks arayüzeyinde mikroyüzey deformasyonları ve mikro çatlak oluşumuna neden olabilir (Ghavami-Lahiji, 2018). Bu mikro değişiklikler, materyalin bağ dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma direnci gibi mekanik özelliklerinde zamanla bozulmaya yol açabilir (Ghavami-Lahiji vd., 2018). Özellikle üç boyutlu (3B) baskı ile üretilen rezin kronlarda bu etkiler daha belirgin olabileceğinden, termal siklus testi kalıcı restorasyon uygulamaları öncesi kritik bir kalite kontrol aşamasıdır.

Özellikle 3B baskı teknolojisi ile üretilen rezin kronlarda, termal yaşlandırmanın polimerizasyon derecesi, matriks stabilitesi ve yüzey özellikleri üzerindeki etkilerinin daha belirgin olduğu bildirilmiştir (Keßler vd., 2025). Bu durum,

termal siklus testinin yalnızca mekanik dayanımı değil, materyalin klinik kullanılabilirliğini de değerlendirmede kritik bir rol oynadığını göstermektedir (Hatem vd., 2025).

2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri (Ra, Rz, Rmax)

Yüzey pürüzlülüğü, dental restorasyonların biyolojik, mekanik ve estetik performansını doğrudan etkileyen temel yüzey özelliklerinden biridir. Bir restorasyon yüzeyinin düzenliliği; plak birikimi, periodontal dokularla uyum, siman arayüzeyinin stabilitesi ve klinik kullanım süresi üzerinde belirleyici rol oynamaktadır (Bollen vd., 1997). Yüzey pürüzlülüğü değeri arttıkça bakteriyel kolonizasyon artmakta ve marjinal sızıntı, renklenme ve yüzey aşınması gibi klinik problemler daha sık gözlenebilmektedir (Bollen vd., 1997).

Rezin esaslı restoratif materyallerde yüzey pürüzlülüğü, üretim yöntemi, dolgu partiküllerinin boyutu, polimerizasyon derecesi ve uygulanan finishing-polishing işlemlerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Balestra vd., 2024). Özellikle 3B baskı teknolojisiyle üretilen materyallerde tabakalı yapıdan kaynaklanan mikro-çizgilenmeler ve polimer matriksin yapısal hassasiyeti, pürüzlülük değerlerini CAD/CAM bloklara kıyasla daha değişken hale getirebilmektedir (Gad vd., 2024). Bu nedenle, yüzey pürüzlülüğünün objektif olarak değerlendirilmesi, 3B baskılı kronların klinik kabul kriterlerinin belirlenmesinde kritik öneme sahiptir.

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde en sık kullanılan parametre Ra (ortalama yüzey pürüzlülüğü) olup, yüzey profilinin ortalama sapma miktarını ifade eder ve materyalin genel yüzey karakteristiğini değerlendirmede temel referans değer olarak kabul edilir (Rosentritt vd., 2024). Rz, yüzeydeki en yüksek çıkıntı ile en derin çukur arasındaki toplam yükseklik farkını temsil ederken; Rmax, tek bir ölçüm hattındaki maksimum farklılık değerini gösterir. Bu iki parametre, Ra'ya göre yüzeyin lokal düzensizliklerini ortaya koyma konusunda daha hassas değerlendirme yapmayı sağlar (Rosentritt vd., 2024).

Klinik açıdan kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü eşik değeri 0,2 µm olarak bildirilmiştir (Bollen vd., 1997). Bu eşik değerin üzerinde kalan yüzeylerde bakteri tutunumu anlamlı derecede artmakta, bu da restorasyonun uzun dönem biyolojik

performansını olumsuz etkilemektedir. Termal yaşlandırma, rezin esaslı materyallerde su emilimi, matriks bozunması ve dolgu-matriks ara yüzeyinde zayıflama gibi değişimlere neden olarak yüzey pürüzlülüğünü artırabilmekte ve bu durum materyalin mekanik performansındaki azalma ile birlikte değerlendirilmektedir (Drummond, 2008; Gad vd., 2024).

Bu nedenle, 3B baskılı rezin kronların klinik kullanım öncesi ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması, materyalin uzun dönem davranışının objektif bir göstergesi olarak kabul edilmekte ve güncel literatürde sıklıkla kullanılan bir değerlendirme yöntemidir (Gad vd., 2024).

2.6.3. Basma (Kırılma) Dayanımı Testleri

Basma dayanımı testleri, dental restoratif materyallerin oklüzal yükler altında gösterebilecekleri deformasyon ve kırılma davranışlarını değerlendirmek amacıyla kullanılan temel mekanik test yöntemlerinden biridir. Ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri, özellikle posterior bölgede 200–900 N aralığında değişmekte olup, rezin ve seramik esaslı restorasyonların bu kuvvetlere karşı dayanıklılığı klinik başarı açısından kritik önem taşımaktadır (Kelly, 1999; Flanagan, 2017). Bu nedenle basma dayanımı testleri, restorasyon materyallerinin yük altında kırılma sürecinin anlaşılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Kırılma dayanımı testlerinde numuneler çoğunlukla universal test cihazları (Universal Testing Machine, UTM) kullanılarak değerlendirilmektedir. Bu testlerde restorasyon yüzeyine kontrollü bir hızda artan yük uygulanmakta ve kırılma anında kaydedilen maksimum kuvvet değeri kırılma yükü ya da kırılma dayanımı olarak rapor edilmektedir. Çalışmalarda standart çapraz kafa hızı (cross-head speed) bulunmamakla birlikte, yükleme deneylerinde 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk değerleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yaklaşım, farklı materyal ve üretim yöntemlerinin mekanik performanslarının karşılaştırılmasında yaygın bir in vitro değerlendirme yöntemi olarak kabul edilmektedir (Kelly, 1999; Zahran ve El-Mowafy, 2008; Cabrera vd., 2022).

Basma dayanımı; materyalin iç yapısı, dolgu partikül oranı, polimerizasyon derecesi, üretim yöntemi ve uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenen önemli bir

mekanik özelliktir (Ilie ve Hickel, 2009; Papathanasiou vd., 2023). Rezin esaslı materyaller viskoelastik davranış gösterebildiğinden yük altında deformasyon ve yorulma eğilimi sergileyebilirken, seramik materyaller ve bazı yüksek dolduruculu hibrit materyaller daha yüksek elastik modül ile birlikte daha kırılgan bir davranış gösterebilmektedir (Sideridou vd., 2015; Belli vd., 2014). Üç boyutlu baskı ile üretilen rezin kronlarda tabakalı üretim yapısı, baskı yönü ve post-polimerizasyon gibi faktörler mekanik performansı etkileyebilmekte; bu nedenle basma ya da kırılma dayanımı değerleri CAD/CAM ile üretilen rezin kompozit veya hibrit blok materyallerden farklılık gösterebilmektedir (Papathanasiou vd., 2023).

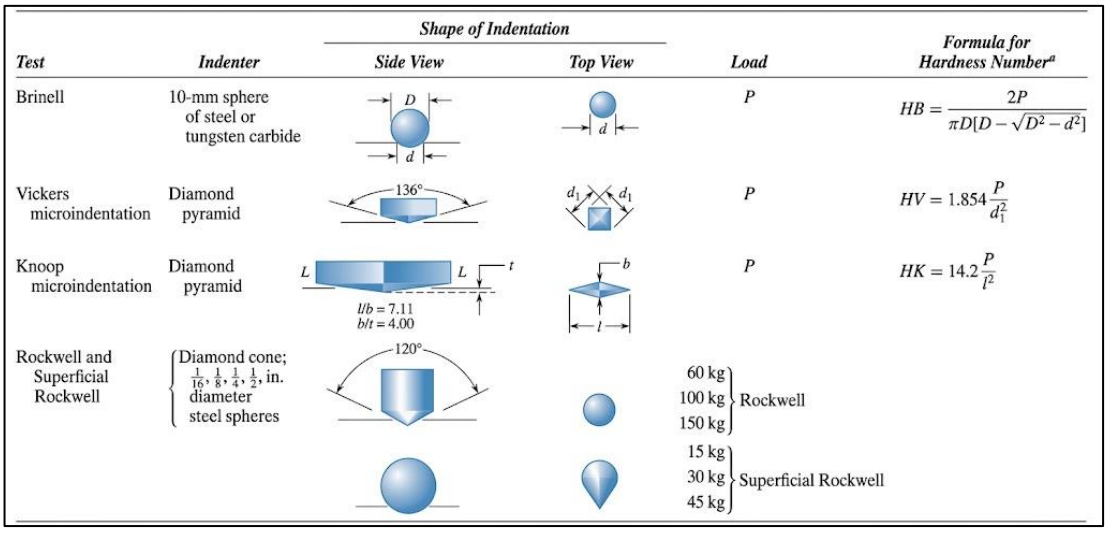
Ayrıca abutment açısı, restorasyonun kırılma davranışını ve stres dağılımını etkileyen önemli biyomekanik faktörlerden biridir. Abutment açısının artması, implant-abutment-restorasyon kompleksinde stres aktarımını değiştirmekte ve özellikle eksen dışı yükleme koşullarında belirli bölgelerde stres yoğunluğunu artırabilmektedir (Clelland ve Gilat, 1992). Bununla birlikte, implant abutment açılanmasının artmasının üst yapıların kırılma direncini olumsuz etkileyebildiği; özellikle 30° açılanmada kırılma dayanımında anlamlı azalma görülebildiği bildirilmiştir (Ellakwa vd., 2011). Sonlu eleman analizleri, açılı abutment kullanımının stres dağılımını değiştirdiğini ve stresin özellikle belirli temas bölgelerinde yoğunlaşabildiğini göstermektedir. Bununla birlikte, abutment açısının kırılma dayanımı üzerindeki etkisi restorasyon materyaline, bağlantı tipine ve yükleme koşullarına bağlı olarak değişebilmektedir (Clelland ve Gilat, 1992; Ellakwa vd., 2011).

Kırılma dayanımı testlerinin sonuçları, materyalin yalnızca mekanik dayanıklılığını değil, aynı zamanda klinik olarak hangi endikasyonlarda güvenle kullanılabileceğini değerlendirmek açısından da önemlidir. Posterior bölgede fonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin yaklaşık 300–500 N, maksimum oklüzal kuvvetlerin ise yaklaşık 900 N düzeyine ulaşabildiği bildirildiğinden, özellikle posterior kullanıma yönelik restoratif materyallerin bu yükleri karşılayabilecek mekanik performans göstermesi beklenmektedir (Balkenhol vd., 2009; Park vd., 2024).

2.6.4. Sertlik Testleri

Sertlik, dental restoratif materyallerin lokalize plastik deformasyona, yüzey penetrasyonuna ve buna bağlı kalıcı şekil değişikliğine karşı gösterdikleri direnci yansıtan temel mekanik özelliklerden biridir. Restoratif materyaller ağız ortamında oklüzal yükler, termal dalgalanmalar ve kimyasal etkilere maruz kaldığından, sertlik; materyalin yüzey bütünlüğü, aşınma direnci ve klinik dayanıklılığı açısından önemli bir parametre olarak kabul edilmektedir (ASM International, 2000; Ilie ve Hickel, 2011). Sertlik ölçümü genel olarak, belirli bir yük altında materyal yüzeyinde oluşturulan izin boyutunun ya da penetrasyon derinliğinin değerlendirilmesine dayanmakta; daha küçük iz veya daha düşük penetrasyon derinliği daha yüksek sertlik değerine karşılık gelmektedir (ASM International, 2000).

Dental materyallerde sertlik değerlendirmesinde en sık kullanılan yöntemler Vickers ve Knoop mikrosertlik testleri olmakla birlikte, Shore, Rockwell ve nanoindentasyon gibi farklı yöntemlerden de yararlanılabilmektedir. Bu testler materyalin yüzey yapısı, dolgu içeriği, polimerizasyon derecesi ve aşınma davranışı hakkında dolaylı bilgi sağlayabilmektedir (Koç-Vural vd., 2018; ASM International, 2000).



Şekil 2.5. *Sertlik testlerini şematik gösterimi*

Adapted from IT. W: Hayden, W. G. Moffatt, and J. Wulff, The Stucture and Properties of Materials. Vol. I, Mechanical Behavlor. Copyright © 1955 by John Wiley

& Sons New York. Reprinted by permission of John Wiley & Sons, Inc. (Callister, *Materials Science and Engineering: An Introduction*).

2.6.5. Renk Stabilitesi (CIE l*a*b*, CIEDE2000)

Renk stabilitesi, dental restoratif materyallerin uzun dönemde estetik bütünlüğünü koruyabilmesi açısından kritik bir parametredir. Restorasyon yüzeyine ışığın gelmesi, yansıması ve kırılması gibi optik olaylar renk algısını doğrudan etkiler. Materyalin kimyasal yapısı, yüzey pürüzlülüğü, polimerizasyon, su emilimi ve yaşlandırma gibi faktörler zaman içinde renk değişikliğine yol açabilir (Ruyter, 1987).

Renk değişiminin sayısal ifadesi için en yaygın kullanılan sistem CIELAB (L*, a*, b*) koordinat sistemidir. Bu sistemde aydınlık-karanlık (L*), renk ton ve doygunluk (a*, b*) bileşenleri ayrı ayrı ölçülür; iki farklı ölçüm arasındaki fark karekök ortalaması alınarak **ΔE (ab)** değeri elde edilir. Ancak CIELAB ile hesaplanan ΔE değerleri her zaman insan gözünün algıladığı gerçek renk farklılığı ile birebir örtüşmeyebilir; bu nedenlerle özellikle dental materyallerde daha hassas ve algıya daha yakın olduğu kabul edilen CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü tercih edilmektedir (Türksayar vd., 2022).

2.7. Çalışmalarda Kullanılan Cihazlar

Dental materyallerin mekanik, yüzey ve optik özelliklerinin değerlendirilmesi için kullanılan laboratuvar cihazları ve test prosedürleri, restorasyonların klinik performansının tahmin edilmesinde önemli rol oynamaktadır. Son yıllarda dijital üretim tekniklerinin yaygınlaşmasıyla birlikte test protokolleri, hem 3B baskı rezin materyallerinin hem de CAD/CAM bloklarının değerlendirilmesine uyarlanmıştır (Tayeb vd., 2025).

Bu cihazların doğru seçimi ve standardizasyonu, in vitro çalışmaların klinik gerçeklikle uyumunu artırmakta ve elde edilen bulguların restoratif tedavi kararlarına doğrudan yansımasını mümkün kılmaktadır (Heintze ve Zimmerli, 2011; Heintze, 2013).

2.7.1. Üç Boyutlu (3B) Yazıcılar ve Baskı Parametreleri

Dijital Light Processing (DLP) ve Stereolitografi (SLA) tabanlı yazıcılar, dental materyallerin üretiminde yaygın şekilde kullanılmaktadır. DLP sistemleri, tüm katmanı tek seferde projeksiyonla polimerize ettiği için daha hızlı baskı imkânı sunarken; SLA sistemleri lazer tabanlı bir tarama mekanizması ile yüksek yüzey doğruluğu elde etmektedir (Beyer vd., 2025; Danila vd., 2025).

3B yazıcıların baskı performansı;

- katman kalınlığı,
- ışık dalga boyu,
- baskı yönü,
- post-polimerizasyon süresi

gibi parametrelerden etkilenmektedir. Bu parametrelerdeki değişikliklerin rezinlerde polimerizasyon derecesini, yüzey pürüzlülüğünü, renk stabilitesini ve mekanik dayanımı anlamlı şekilde etkileyebildiği bildirilmektedir (Bayarsaikhan vd., 2021; Lee vd., 2022; Baytur vd., 2025).

2.7.2. Termal Yaşlandırma Cihazları

Termal siklus cihazları, restoratif materyallerin ağız içi sıcaklık değişimlerine karşı uzun dönem davranışını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır. 5°C–55°C sıcaklık aralığında gerçekleştirilen termal döngüler, sıcak içecekler, soğuk yiyecekler ve ağız ortamındaki ani ısı değişimlerini taklit eder (Eliasson vd., 2020; Pieniak vd., 2020).

Termal yaşlandırmanın;

- su emilimi,
- mikro çatlak oluşumu,
- yüzey enerjisi değişimi,
- renk ve pürüzlülük artışı

gibi özellikler üzerinde etkili olduğu çok sayıda çalışmada gösterilmiştir (Çakmak vd., 2024; Baytur vd., 2025).

2.7.3. Yüzey Profilometreleri

Yüzey profilometri, restoratif materyallerin topografik yapısını değerlendirmede kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Ra, Rz ve Rmax parametreleri, yüzeydeki mikro-irregülariteleri nicel olarak ifade eder ve pürüzlülüğün klinik sonuçlarla ilişkisini ortaya koyar.

- Ra → aritmetik ortalama pürüzlülük
- Rz → en yüksek beş tepe ve en düşük beş çukur ortalaması
- Rmax → maksimum tepe-çukur farkı

Yüzey pürüzlülüğü artışı, plak retansiyonunu, renklenmeyi ve aşınma mekanizmalarını hızlandırdığı için klinik olarak kritik kabul edilmektedir (Bollen vd., 1997).

2.7.4. Basma ve Kırılma Dayanımı Cihazları

Basma ve kırılma dayanımı testleri, dental restoratif materyallerin oklüzal yükler altında göstereceği mekanik davranışı değerlendirmede kullanılan temel yöntemlerdendir. Bu testlerde genellikle bilgisayar kontrollü üniversal test cihazları (Universal Testing Machine, UTM) kullanılır. UTM, belirli bir hızda uygulanan statik yükle numunenin maksimum kırılma direncini ölçer ve elde edilen değer materyalin klinik performans potansiyelini göstermesi açısından önem taşır (Kelly, 1999).

Bu cihazlar, yük hücresi (load cell) aracılığıyla uygulanan kuvveti Newton (N) veya Megapascal (MPa) cinsinden kaydeder. Dental materyallerde kırılma dayanımı, cihazın uyguladığı kuvvet numunenin materyal direnç sınırını geçtiğinde ortaya çıkar. Test sırasında uygulanan yükün hızı test sonuçlarını etkileyebildiği için literatürde 0.5–1 mm/dk çapında sabit hızlar önerilmektedir (ISO 4049, 2019; Ferracane, 2011).

Kırılma dayanımı testleri, özellikle rezin esaslı materyallerin;

- post-polimerizasyon süresi,
- dolgu partikül oranı,
- yaşlandırma işlemleri,
- kalınlık ve geometri

gibi değişkenlere karşı mekanik yanıtlarını ortaya koymak amacıyla kullanılmaktadır. Üç boyutlu baskı ile üretilen rezin kronlarda, üretim yönünün de kırılma dayanımını etkileyebileceği bildirilmiştir (Mudhaffer vd., 2025; Sfondrini vd., 2025).

Klinik açıdan yüksek kırılma dayanımı, restorasyonun çiğneme kuvvetleri altında deformasyona uğramadan uzun süre kullanımını destekler. Bu nedenle, UTM ile yapılan kırılma testleri, dental materyal standardizasyonunda en sık başvurulan değerlendirme yöntemlerinden biridir (Heintze ve Zimmerli, 2011; Heintze, 2013).

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmanın uygulanmasında; Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 30.04.2025 tarih ve 1226 araştırma numaralı onayı alınarak başlanmıştır. Bu in vitro tez çalışması Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2025-2750 kodlu proje kapsamında desteklenmiştir.

Çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi (AYBÜ) Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.1. *Tez çalışmasına ait işlem akış şeması.*

AŞAMA NO	İŞLEM BASAMAĞI
1.	Çalışma modelinin hazırlanması
2.	Diş ve implant destek gruplarına ait alt yapıların hazırlanması
3.	Kron restorasyonların dijital olarak tasarlanması
4.	Kron restorasyonların 3B baskı yöntemiyle üretilmesi
5.	Baskı sonrası temizleme, desteklerin uzaklaştırılması ve post-polimerizasyon işlemlerinin uygulanması
6.	Alt yapı ve kron örneklerinin yüzey işlemlerine tabi tutulması
7.	Kronların ilgili alt yapılara simante edilmesi
8.	Başlangıç yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması (Ra, Rz)
9.	Yapay yaşlandırma / termal siklus işleminin uygulanması
10.	Yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin tekrar yapılması
11.	Kırılma dayanımı testinin uygulanması
12.	Kırılma tiplerinin değerlendirilmesi
13.	Elde edilen verilerin istatistiksel analizinin yapılması

Tablo 3.2. *Tez çalışmasında kullanılan materyaller.*

MATERYAL	ÜRÜN ADI	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
3B kron baskı rezini (daimi)	CrownTec	Pirojenik silika, 2-methylprop-2 enoic acid, inorganik doldurucular (%30–50), izopropildifenol, başlatıcılar	Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre
3B kron baskı rezini (daimi)	VarseoSmile TriniQ	Kompozit bazlı daimi 3B baskı kron materyali	BEGO, Bremen, Almanya
Universal Primer	Monobond Plus	Fonksiyonel monomer kombinasyonu içeren universal primer	Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn
Metal Primer	Alloy Primer	MDP, VBATDT, MMA	Kuraray, Okayama, Japonya
Rezin siman	els extra low shrinkage® cem	Işıkla ve kimyasal olarak sertleşebilen kompozit yapıştırma simanı; TEGDMA, HEMA ve Bis-GMA içermez	Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre

MDP: 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; **VBATDT:** 6-(4-vinylbenzyl-n-propyl) amino-1,3,5-triazine-2,4-dithione; **MMA:** methyl methacrylate; **TEGDMA:** triethylene glycol dimethacrylate; **HEMA:** 2-hydroxyethyl methacrylate; **Bis-GMA:** bisphenol A-glycidyl methacrylate.

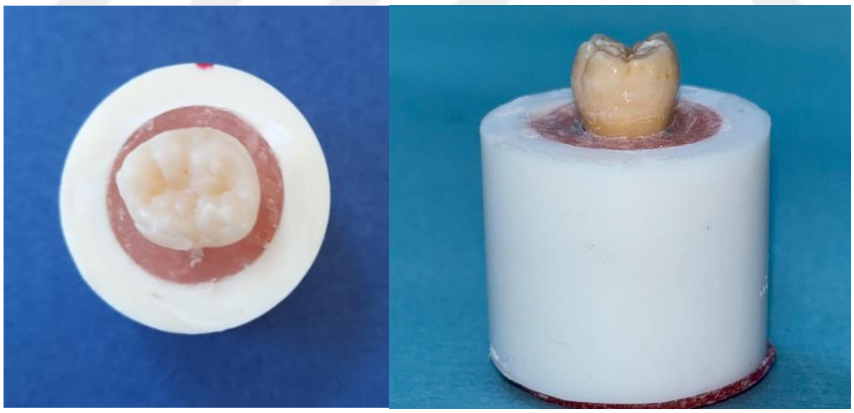
Tablo 3.3. *Tez çalışmasında kullanılan cihaz ve ekipmanlar*

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Laboratuvar tipi tarayıcı	Dental Wings; Dental Wings Inc., Montréal, Kanada
CAD yazılımı	Exocad 3.1; exocad GmbH, Darmstadt, Almanya
3B yazıcı	FreeShape 120; Ackuretta Technologies, Taipei, Tayvan
Post-polimerizasyon cihazı	UV Box; Ackuretta Technologies, Taipei, Tayvan
Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı	Perthometer M2; Mahr GmbH, Göttingen, Almanya
Termal siklus cihazı	Thermal Siklus Cihazı; Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Kayseri, Türkiye
Universal test cihazı	Lloyd LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere

3.1. Örnek Hazırlığı

Bu çalışmada toplam doksan örnek kullanılmış olup örnek sayısı G*Power yazılımında yapılan power analizi sonucunda belirlendi. Yapılan analizde etki büyüklüğü 0,40, alfa değeri 0,05 ve test gücü 0,82 olarak kabul edilmiş ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda her bir grup için on beş örneğin yeterli olduğu ortaya konmuştur.

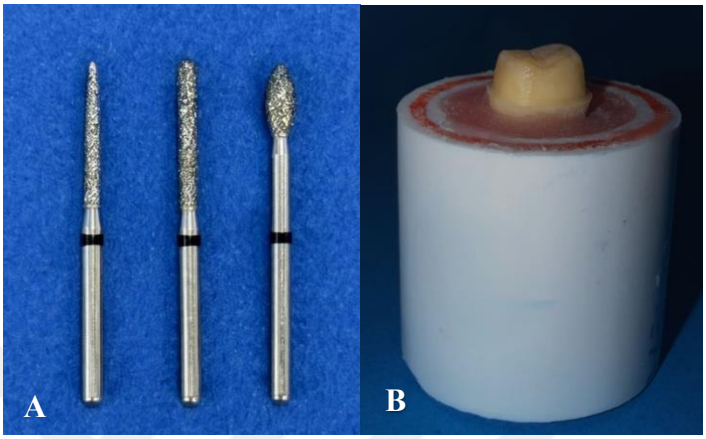
Çalışmada kullanılacak diş örnekleri olarak restoratif işlem görmemiş, çatlak ve çürük bulgusu bulunmayan çekilmiş alt birinci molar dişleri (MD boyutu 11±0.5 mm ve BL boyutu 10.5±0.5 mm) (Ash ve Nelson, 2003) tercih edildi. Dişler çekimi takiben periodontal artıklardan uzaklaştırıldı, distile su ile temizlendi ve doku bütünlüğünün korunması amacıyla distile su içerisinde 4°C'de saklandı. Saklama koşulları, çekilmiş dişlerin mikro yapısının bozulmasını önlemek amacıyla ISO/TS 4640 standardında belirtilen yöntemlere uygun olacak şekilde ayarlandı (ISO/TS 4640, 2023). Hazırlanan dişler bir plastik kalıp kullanılarak otopolimerize akrilik rezin (İntegra-self cure akrilik rezin, BGD, Ankara) içerisine yere dik eksende yerleştirildi ve preparasyon aşamasına geçildi (Şekil 6).



Şekil 3.1. *Akril bloğa gömülmüş çekilmiş diş örnekleri*

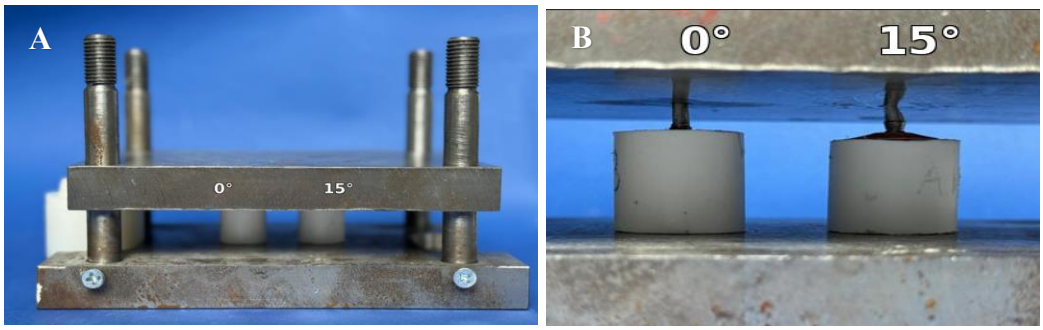
Diş preparasyonları, çalışma standardizasyonunu sağlamak amacıyla tek bir operatör tarafından AYBÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da gerçekleştirildi. Posterior bölge sabit restorasyonları için literatürde önerilen değerlere uygun şekilde oklüzal yüzeyde 1,5 mm, aksiyel yüzeylerde 0,6–1,0 mm redüksiyon yapıldı; kenar bitim hattı chamfer olarak belirlendi ve preparasyon konikliği yaklaşık 3-6° arasında olacak şekilde düzenlendi (Shillingburg vd., 2012). Preparasyon işlemleri sırasında su soğutması altında elmas chamfer frez (Ref: 837C 314 018, Lot:

90377), elmas konik frez (Ref: 848 C 314 018, Lot:74314) ve elmas lobut frez (Ref: 368 314 023 5, Lot:64351)(Sunshine Diamonds, Almanya) kullanıldı (Şekil 7A). Preparasyon sonrasında tüm yüzeyler standartlaştırılmış frezleme hareketleri ile düzeltildi ve ölçüsel tutarlılığı bozan örnekler çalışma kapsamı dışında bırakıldı (Şekil 7B).



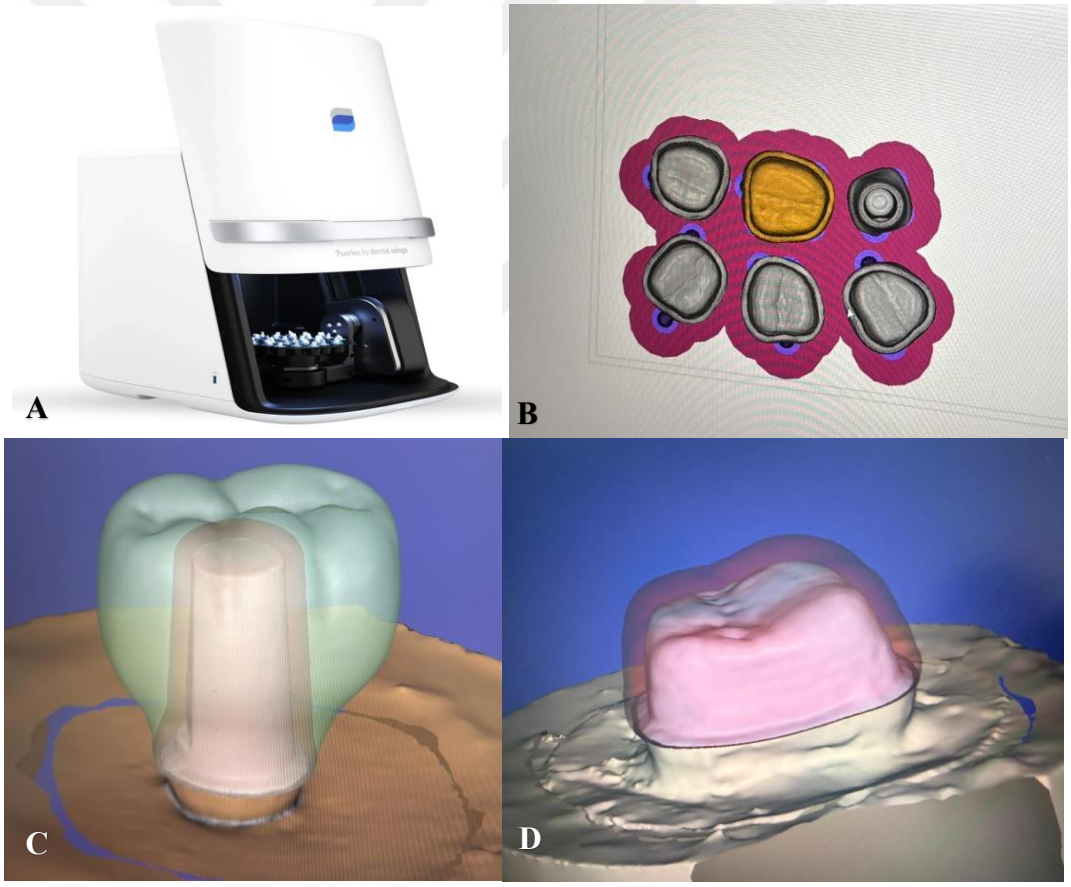
Şekil 3.2. *A) Çalışmada kullanılan elmas frezler B) Standart prepare edilmiş diş örneği*

İmplant gruplarında ise Implance (İstanbul, Türkiye) marka 4.2 mm çaplı simante düz ve 15° açılı abutmentler kullanıldı. Abutmentlerin yerleştirilecekleri bloklara olan açılanma doğruluğunun standardizasyonu amacıyla çalışma için özel olarak tasarlanmış ve CNC (Computer Numerical Control) yöntemi ile üretilmiş çift yuvalı bir yerleştirme aparatı kullanıldı. (Şekil 8A ve 8B) Bu aparat ile, düz abutmentlerin yerleştirilecekleri blokların uzun eksenine paralel, açılı abutmentlerin ise 15° olacak şekilde akrilik bloklara konumlandırılmasını sağlaması planlanmış olup, implant ile abutment eksenindeki sapmaların önüne geçilmesi öngörüldü. Bu yöntem aksiyel yük aktarımında oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmesini sağladı. (Mosharraf vd., 2022; Tribst vd., 2024).



Şekil 3.3. *A) Düz ve 15° açılı abutmentlerin akrilik bloklara standardize yerleştirilmesinde kullanılan özel konumlandırma aparatı B) Yerleştirilmiş örneklerin görünümü*

Tüm örnekler, hazırlık aşaması tamamlandıktan sonra laboratuvar tipi tarayıcı Dental Wings 7 Series (Dental Wings Inc., Montréal, Kanada) kullanılarak tarandı (Şekil 9A) ve elde edilen veriler standard tessellation language (STL) formatında Exocad 3.1 yazılımına aktarıldı (Şekil 9B). Kron tasarımları, alt birinci molar anatomisine uygun ve rezin siman için 50 µm kalınlığında siman boşluğu bırakılacak şekilde dijital olarak tasarlandı (Şekil 9C ve 9D). Restorasyonların mekanik davranışını etkileyebilecek aşırı ince bölgelerin oluşmasına izin verilmedi, aynı zamanda anatomik konturu bozabilecek aşırı kalın tasarımlardan da kaçınılıldı. (Shillingburg, 2012; Papadiochou ve Pissiotis, 2018).



Şekil 3.4. *A) Çalışmada kullanılan Dental Wings 7Series laboratuvar tipi tarayıcı, B) Elde edilen dijital tarama verileri ve Exocad yazılımında oluşturulan kron tasarımları C ve D) Siman boşluğunun dijital olarak belirlenmesi ve tasarımlara ait görünümler*

Tasarımı tamamlanan kronlar, kompozit içerikli Trini-Q (BEGO, Almanya) ve seramik katkılı CrownTec (Saremco Dental AG, İsviçre) olmak üzere iki farklı 3B

baskı rezini kullanılarak (Şekil 10) dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi kullanan 3B yazıcı (Ackuretta FreeShape 120) ile üretilmiştir (Şekil 11). Baskı işlemlerinde katman kalınlığı 50 µm olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.5. *Çalışmada kullanılan 3B baskı rezin materyallerinin görünümü A) Saremco CrownTec, B) BEGO Trini-Q*



Şekil 3.6. *Ackuretta FreeShape 120 3D yazıcı (Ackuretta Technologies Private Limited, Taipei, Taiwan)*



Şekil 3.7. *A) Baskı aşaması B) Baskı sonrası üretilen kronların görünümü*

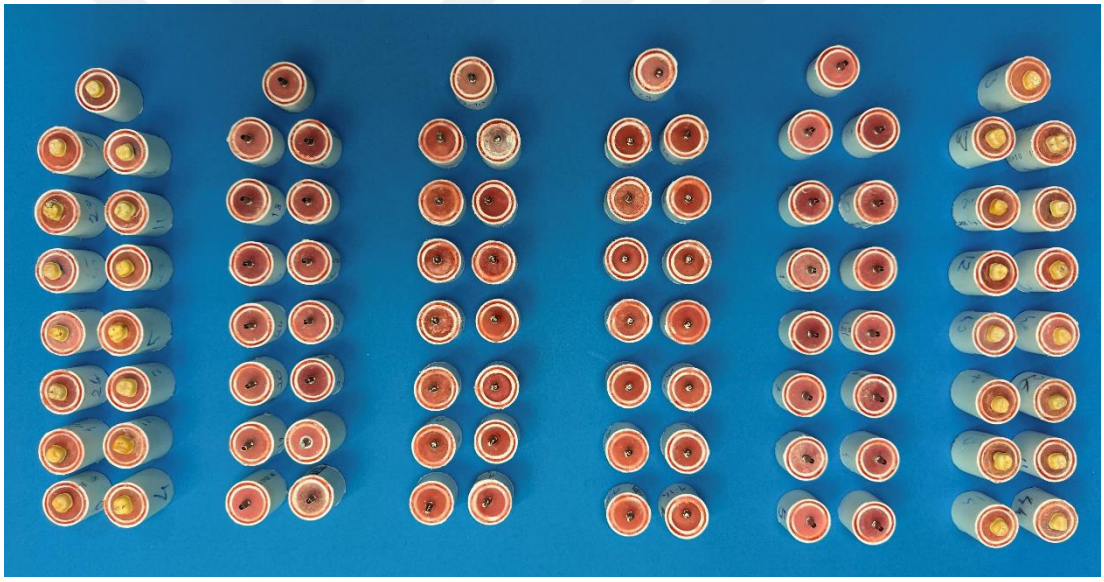
Örneklerin üretiminin ardından, polimerize olmayan artık monomerlerin uzaklaştırılması ve kron yüzeylerindeki destek kalıntılarının temizlenmesi amacıyla örnekler alkol içerisinde temizlendi. Fotopolimerizasyon temelli 3B baskı sistemlerinde üretim sonrası yıkama/temizleme basamağı, yüzeyde kalan polimerize olmamış rezinin uzaklaştırılması açısından standart bir post-processing aşaması olarak kabul edilmektedir. Keßler (2025)'e göre 3B baskılı geçici ve kalıcı dental restorasyonlarda post-processing basamakları arasında temizlik, kürleme ve bitirme işlemleri yer almakta; temizlik genellikle izopropil alkol ile gerçekleştirilmektedir. Hassanpour ve ark. (2024) 'na göre ise yıkama işlemi, baskı yüzeyindeki ve girintili bölgelerdeki artık polimerize olmamış reçinenin solvent yardımıyla uzaklaştırılmasını sağlamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda örnekler üretim sonrası alkol içerisinde temizlendi ve ardından üretici önerilerine uygun post-polimerizasyon işlemlerine geçildi.

Baskı sonrasında örneklerin polimerizasyon sürecini tamamlamak amacıyla her iki materyale de üretici firmanın önerdiği post-curing işlemi UV Box post-polimerizasyon cihazında (Ackuretta, Taipei City, Tayvan); Trini-Q materyali için 15

dakika, CrownTec için ise 10 dakikalık UV ışık altında kürleme süresi uygulandı (Şekil 13).

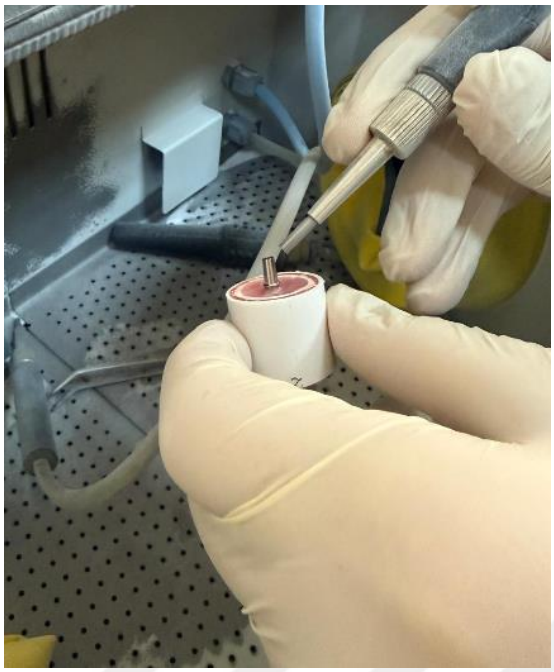


Şekil 3.8. *Çalışmada kullanılan UV Box post-polimerizasyon cihazının görseli (Ackuretta, Taipei, Tayvan)*



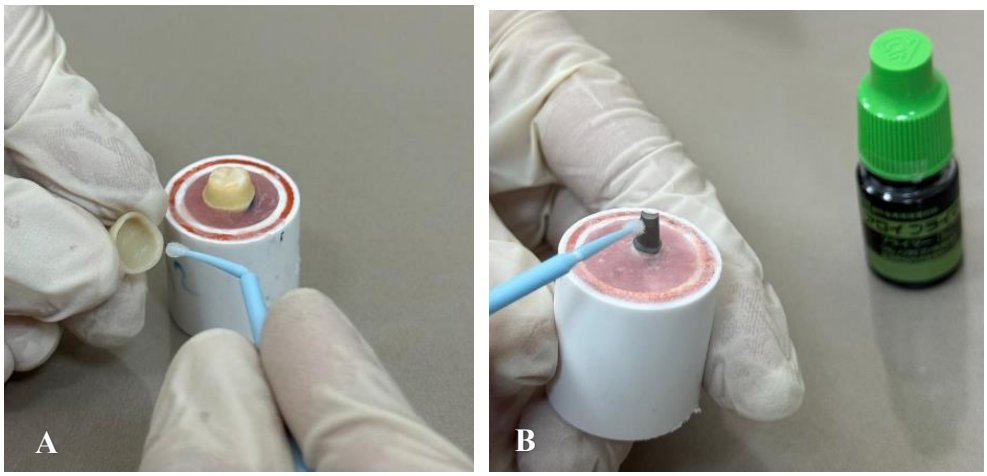
Şekil 3.9. *Simantasyon ve gerekli hazırlıklar öncesi tüm örneklerin görünümü*

Simantasyon öncesinde, 3B baskı ile üretilen kronların iç yüzeyleri, yüzey enerjisinin artırılması ve mikromekanik tutuculuğun sağlanması amacıyla laboratuvar tipi kumlama cihazında (Basic Eco; Renfert, Hilzingen, Almanya), 50 µm Al_2O_3 partikülleri (Akroxide; Akrodent, Ankara, Türkiye) kullanılarak 2,5 bar basınç altında, 10 mm mesafeden 10 sn süreyle pürüzlendirildi. Benzer şekilde, implant destekli örneklerde titanyum abutment yüzeyleri de simantasyon öncesinde 110 µm Al_2O_3 partikülleri ile aynı basınç, mesafe ve süre parametreleri uygulanarak kumlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 15).

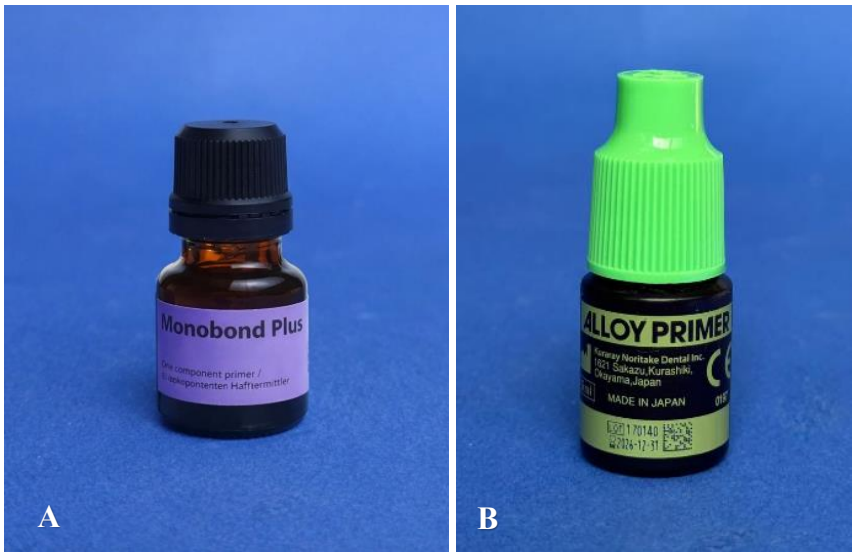


Şekil 3.10. *Titanyum abutment yüzeyine simantasyon öncesi uygulanan kumlama işleminin görünümü*

Mekanik yüzey işlemlerinin tamamlanmasının ardından bütün titanyum alt yapı örneklerine metal primer (Alloy Primer; Kuraray, Okayama, Japonya), bütün kron örneklerine ise Monobond Plus universal primer (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı (Şekil 16) ve böylece rezin siman ile restorasyon yüzeyi arasındaki bağlanmanın güçlendirilmesi amaçlandı (Papadiochou ve Pissiotis, 2018; Rosentritt vd., 2017).

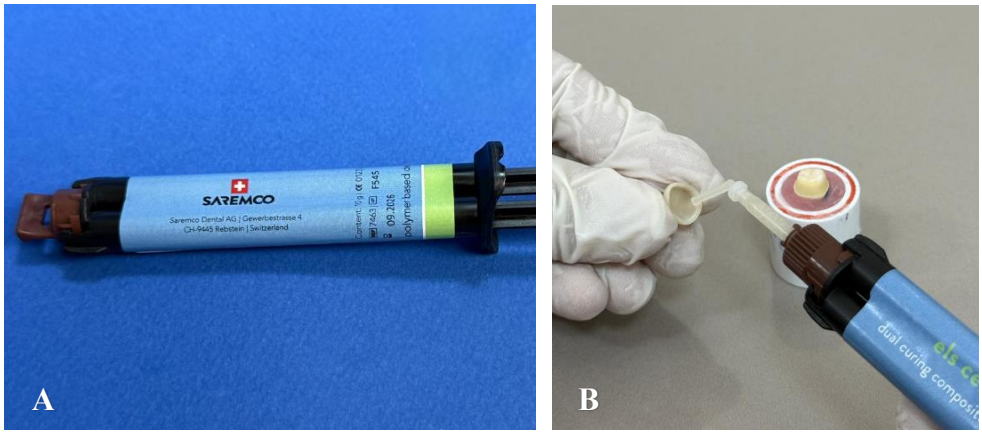


Şekil 3.11. *Simantasyon öncesinde kron iç yüzeyine (A) ve titanyum abutment yüzeyine primer uygulanması (B)*

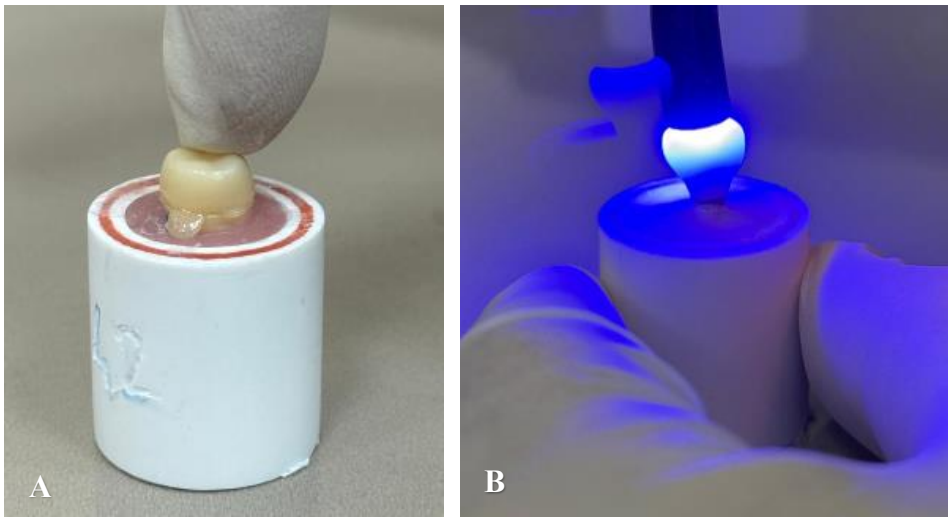


Şekil 3.12. *Simantasyon öncesi kullanılan primer materyallerinin görünümü A)Alloy Primer (Kuraray, Okayama, Japonya) B) Monobond Plus (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn)*

Mekanik ve kimyasal bütün yüzey işlemlerinin tamamlanmasını ardından tüm örnekler, kendinden adeziv (self-adhesive) özellik gösteren dual-cure rezin siman (Saremco Dual-Cure Resin Cement; Saremco Dental AG, İsviçre) kullanılarak simante edildi (Şekil 18). Bu simanın tercih edilmesinin nedeni, ek olarak çok basamaklı adeziv protokol gerektirmeden uygulanabilmesi ve ışığın ulaşımının sınırlı olduğu bölgelerde de kimyasal polimerizasyonun devam edebilmesidir. Simantasyon sırasında kronlar, siman film kalınlığının standardize edilmesi ve simanın restorasyon-destek arayüzüne homojen şekilde yayılmasının sağlanması amacıyla aynı uygulayıcı tarafından parmak basısı altında yerleştirildi (Şekil 19).



Şekil 3.13. *Simantasyonda kullanılan dual-cure rezin siman (A) ve simanın kron iç yüzeyine uygulanması (B)*



Şekil 3.14. *Kronun destek üzerine parmak basısı ile yerleştirilmesi (A) ve ışıkla polimerizasyon aşamalarına ait görünümler (B)*

Tablo 3.4. *Çalışmada kullanılan materyaller ve alt yapılar.*

Kron Restorasyon Materyali	**Örnek Sayısı (n)**	**Alt Yapı**
Saremco CrownTec	15	Çekilmiş diş
BEGO Trini-Q	15	Çekilmiş diş
Saremco CrownTec	15	0° düz abutment
BEGO Trini-Q	15	0° düz abutment
Saremco CrownTec	15	15° açılı abutment
BEGO Trini-Q	15	15° açılı abutment

Örneklerin hazırlanmasının ardından, 3B baskı üretimine bağlı tabakalanma izlerini ve yüzey düzensizliklerini azaltmak amacıyla tüm kron yüzeyleri su soğutması altında artan sırada 600, 800, 1000 ve 1200 grit silikon karbür (SiC) zımpara kâğıtları ile standardize edildi. Bu işlem ile örnekler arasında karşılaştırılabilir bir başlangıç yüzey topografisi oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde üretim kaynaklı düzensizliklerin etkisinin azaltılması amaçlandı. Literatürde de 3B baskılı dental materyallerin yüzey hazırlığında 600–800–1000–1200 grit SiC kâğıt kullanımının standardizasyon amacıyla tercih edildiği bildirilmektedir. (Balestra vd., 2024).

Tribst ve ark. (2024) uyguladığı şekilde simantasyon işlemi tamamlanıp gerekli yüzey düzenlemelerinin yapılmasından sonra örnekler, rezin simanın tam polimerizasyonunun sağlanması ve erken dönem su emilimi etkilerinin stabilize

edilebilmesi amacıyla 48 saat boyunca distile suda bekletildi ve ardından mekanik test prosedürlerine geçildi.

3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri ve Termal Siklus Uygulaması

Bu çalışmada, 3B baskı rezin kronların yüzey özelliklerinin zaman içinde gösterdiği değişimi değerlendirebilmek amacıyla yüzey pürüzlülüğü ölçümleri termal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında olmak üzere iki ayrı aşamada gerçekleştirildi. Ölçümlerin ilk aşaması, simantasyon işleminin tamamlanmasından ve örneklerin 48 saat boyunca distile suda bekletilmesinden sonra yapıldı. Bu bekleme süresi, rezin esaslı materyallerde polimerizasyon sonrası erken dönem su emiliminin stabilize olmasını sağlamakta ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin daha standart başlangıç koşullarında yapılmasını mümkün kılmaktadır. (Türksayar vd., 2022).



Şekil 3.15. *Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı (Perthometer M2; Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) ve örneğin ölçüm sırasındaki konumlandırılması.*

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, Perthometer M2 profilometre cihazı (Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) kullanılarak Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 20). Ölçüm öncesi cihaz, üretici firmanın sağladığı standart referans yüzeyi ile kalibre edildi, böylece cihazın ölçüm doğruluğu ve tekrarlanabilirliği sağlandı. Profilometre ucunun tarama hızı ve ölçüm uzunluğu

dental yüzey değerlendirme çalışmalarında kullanılan standart parametrelere uygun şekilde ayarlandı. Her bir örneğin oklüzal yüzeyinde, morfolojik varyasyonlardan kaçınmak amacıyla fonksiyonel bölgeleri temsil eden üç ayrı noktadan lineer tarama gerçekleştirildi. Bu taramalar sonucunda aritmetik ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve ortalama maksimum yükseklik (Rz) parametreleri elde edildi. Pürüzlülük ölçümleri sonrası distile suda bekleyen örnekler termal yaşlandırma için hazır hale getirildi.

Termal yaşlandırma işlemi, örneklerin intraoral ortamda maruz kaldıkları sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla termal siklus cihazında (Julabo FT 400, Almanya) Kayseri Erciyes Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 21). Termal siklus protokolü kapsamında örnekler, sırasıyla 5°C ve 55°C sıcaklıklardaki su banyoları arasında ardışık olarak transfer edildi. Her bir banyoda bekleme süresi 30 saniye, banyolar arası geçiş süresi ise 5–10 saniye olarak ayarlandı. Bu işlem toplam 10.000 döngü boyunca devam ettirilerek tamamlandı. Uygulanan bu termal döngü miktarı, restoratif materyallerin klinik performans değerlendirmelerinde yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanım süresine karşılık gelecek şekilde belirlendi (Atria vd., 2020).



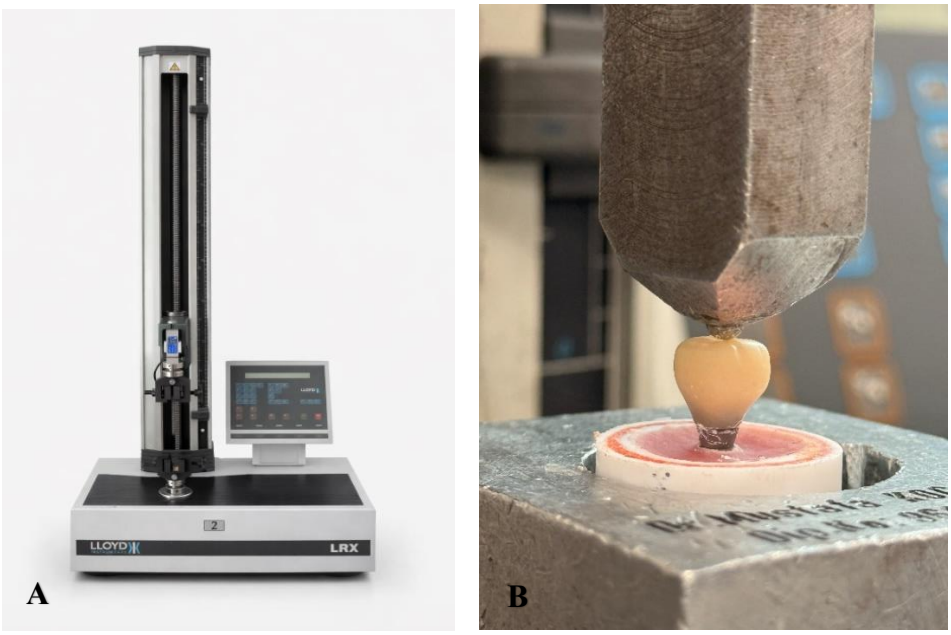
Şekil 3.16. *Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı (Julabo FT 400, Almanya).*

Termal yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra örnekler yeniden Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'na getirildi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, yaşlandırma öncesinde kullanılan protokol ile birebir aynı koşullar altında tekrar edildi. Yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen değişimlerin yalnızca termal

yaşlandırmanın etkisi açısından değerlendirilebilmesi için, standardizasyon sağlamak amacıyla ölçümlerde aynı cihaz kullanıldı, tarama parametreleri sabit tutuldu ve kalibrasyon aynı prosedür doğrultusunda gerçekleştirildi. Bu sayede, başlangıç koşulları ile yaşlandırma sonrası yüzey topografisi arasında karşılaştırılabilirlik sağlanması amaçlandı. Termal yaşlandırma sonrası elde edilen Ra ve Rz değerleri ile materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinin objektif olarak değerlendirilmesi amaçlandı. (Heintze vd., 2015; Türksayar vd., 2022).

3.3. Basma (Kırılma) Dayanımı Testi

Termal yaşlandırma ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin tamamlanmasının ardından, tüm örneklerin basma (kırılma) dayanımları değerlendirildi. Kırılma dayanımı testi, restorasyonların oklüzal kuvvetler altında gösterdiği mekanik davranışı ve klinik kullanım sırasında karşılaşabilecekleri maksimum yükleri simüle etmek amacıyla gerçekleştirildi. Testler, dikey yük uygulama prensibiyle çalışan üniversal test cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments, Fareham, Hampshire, İngiltere) kullanılarak Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 22).

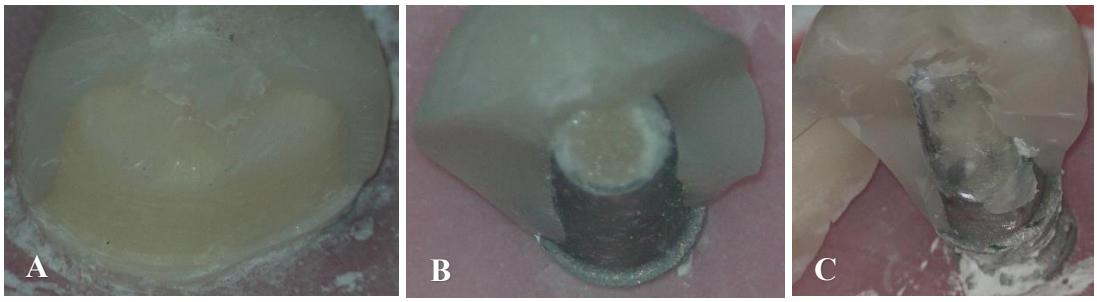


Şekil 3.17. *A) Kırılma dayanımı testlerinde kullanılan üniversal test cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments, İngiltere) B) Örneğin yükleme sırasındaki görünümü.*

Örnekler test öncesinde cihazın alt tablasına, yük uygulama ekseni kronun uzun ekseniyle paralel olacak şekilde yerleştirildi. Bu yerleştirme, özellikle implant destekli ve açılı abutment gruplarında yükün restorasyon üzerine homojen olarak aktarılabilmesi ve eğilme momentlerinin azaltılması amacıyla dikkatle yapıldı. Yük uygulaması, kronların oklüzal yüzeyinin merkezi fossasına temas edecek şekilde konumlandırılan 2,8 mm çapında küresel paslanmaz çelik yükleme ucu aracılığıyla gerçekleştirildi. Böylece posterior bölgede oluşan aksiyel çiğneme kuvvetlerine benzer bir yükleme koşulu sağlanması amaçlandı (Kelly, 1999; Rosentritt vd., 2017).

Basma dayanımı testi sırasında yük, sabit hızda (1 mm/dk) ve sürekli olarak artırıldı; örnekte ani yük düşüşü, sesli kırılma veya restorasyon bütünlüğünün bozulması kırılma noktası olarak kabul edildi. Kırılma anında ölçülen maksimum kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi.

Kırılma testi sonrasında tüm örnekler, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan dental mikroskop kullanılarak incelendi ve oluşan kırık tipleri kaydedildi (Şekil 23). Kırılmalar; restorasyonda sınırlı çatlak oluşumu, parsiyel kırık ve tam kırık/katastrofik kırık gibi örnek bütünlüğünü etkileyen hasar paternleri açısından değerlendirildi. Bu inceleme ile yalnızca kırılma anındaki maksimum kuvvet değerlerinin değil, aynı zamanda farklı destek tipleri ve rezin materyaller altında ortaya çıkan başarısızlık biçimlerinin de belirlenmesi amaçlandı.



Şekil 3.18. *Kırılma testi sonrası dental mikroskop altında değerlendirilen başarısızlık tiplerine ait temsilî görüntüler A) Parsiyel Kırık: Restorasyonda oklüzal yüzeyden servikal yöne doğru uzanan belirgin bir kırık hattı izlenmektedir B) Parsiyel kırık: Restorasyonun bir kısmında kırık ve madde kaybı oluşmuş, destek yapının bir bölümü açığa çıkmıştır. C)Tam (katastrofik) kırık: Restorasyonun büyük bölümünün kaybedildiği, destek yapının belirgin şekilde açığa çıktığı ileri düzey başarısızlık tipidir.*

3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS v26.0 paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov–Smirnov testi ile, varyans homojenliği ise Levene testi ile incelendi. Parametrik test varsayımlarının değerlendirilmesinde ayrıca çarpıklık ve basıklık katsayılarından yararlanıldı.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçümlerin grup içi karşılaştırmalarında eşleştirilmiş örneklem t-testi, bağımsız gruplar arasındaki karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) kullanıldı. Materyal ve dayanak tipi değişkenlerinin ana etkileri ile bu değişkenler arasındaki etkileşimin belirlenmesi amacıyla iki yönlü varyans analizi (Two-Way ANOVA) uygulandı. Farklılık bulunan alt grupların belirlenmesinde Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Değişkenler arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, iki farklı CAD/CAM materyalinin (Saremco CrownTec ve Bego Trini-Q) üç farklı dayanak tipindeki (Çekilmiş Diş, 0° ve 15° Abutment) yüzey pürüzlülüğü ve kırılma direnci özellikleri incelendi. Termal yaşlandırma işlemi, tüm gruplarda yüzey pürüzlülük parametrelerinde (Ra, Rz) istatistiksel olarak anlamlı artışlara neden olmuştur ($p < 0.05$). Maksimum kırılma yükü açısından en yüksek değerler çekilmiş diş destekli gruplarda (1118,48 ± 614,23 N) saptanırken; materyal ve dayanak tipi arasında anlamlı bir etkileşim (interaction) olduğu belirlenmiştir ($p = 0,002$). Saremco CrownTec, 15° açılı dayanakta (1093,40 ± 158,79 N) (824.003,30 ± 90.110,28 N/m) stabil bir mekanik performans sergileyerek Bego Trini-Q'ya oranla (434,2 ± 167,63 N) (363.311,81 ± 108.302,40 N/m) anlamlı derecede yüksek kırılma direnci ve rijitlik (stiffness) göstermiştir ($p < 0,01$). Bego Trini-Q grubunda ise dayanak açısının 15°'ye çıkmasıyla kırılma yükünde dramatik bir düşüş (434,2 ± 167,63 N) kaydedilmiştir. Elde edilen bulgular, restorasyonun başarısında materyal seçiminin dayanak açısıyla doğrudan ilişkili olduğunu ve Saremco CrownTec'in açılı dayanaklarda daha güvenilir bir mekanik direnç sunduğunu göstermektedir.

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

4.1.1. Materyal Tipine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Saremco CrownTec ve Bego Trini-Q materyallerinin yüzey pürüzlülüğü parametreleri bağımsız örneklem t-testi ile karşılaştırıldığında, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p > 0.05$). Termal yaşlandırma öncesi Ra değeri Saremco grubunda 0,66 ± 0,30 µm, Bego grubunda 0,68 ± 0,29 µm olup fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p = 0,744$). Benzer şekilde termal yaşlandırma sonrası Ra değeri sırasıyla 0,78 ± 0,40 µm ve 0,82 ± 0,39 µm olarak bulundu ve anlamlı fark saptanmadı ($p=0,638$). Benzer şekilde Rz parametresi için de termal yaşlandırma öncesi Saremco grubunda 3,62 ± 1,39 µm, Bego grubunda 3,54 ± 1,37 µm; termal yaşlandırma sonrası ise sırasıyla 3,99 ± 1,79 µm ve 4,27 ± 2,25 µm değerleri elde edilmiş ve fark

istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (yaşlandırma öncesi p=0,777; yaşlandırma sonrası p=0,507) (Tablo 7). Bu bulgular, her iki materyalin termal siklus sürecine benzer yanıtlar verdiğini ve materyallerin yüzey stabilitesi açısından birbirine eşdeğer olduğunu ortaya koymaktadır.

Tablo 4.1. Saremco ve Bego materyallerinin yüzey pürüzlülük parametreleri açısından karşılaştırılması

Parametre	Saremco	Bego	p değeri
Ra (Önce)	0,66 ± 0,30	0,68 ± 0,29	,744
Ra (Sonra)	0,78 ± 0,40	0,82 ± 0,39	,638
Rz (Önce)	3,62 ± 1,39	3,54 ± 1,37	,777
Rz (Sonra)	3,99 ± 1,79	4,27 ± 2,25	,507

**p < 0.01 *p < 0,05

4.1.2. Dayanak Tipine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük parametrelerinin (Ra, Rz) dayanak tiplerine göre karşılaştırıldığı çalışmada, 0° abutment ve çekilmiş diş gruplarında termal yaşlandırma sonrası hem Ra hem de Rz değerlerinde meydana gelen değişimlerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır (p > 0,05). Buna karşın, 15° abutment grubunda termal yaşlandırma sonrasında Ra (0,59 ±0,19 µm'den 0,93 ± 0,38 µm'ye) ve Rz (3,09 ±0,87 µm'den 4,87 ±2,32 µm'ye) değerlerinde görülen artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (p < 0,01)(Tablo 8).

Tüm materyaller birlikte değerlendirildiğinde, termal yaşlandırma öncesinde dayanak tipleri arasında pürüzlülük açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (p > 0,05). Ancak yaşlandırma sonrasında Rz değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmıştır (p = 0,041). Bu farklılığın temel olarak 15° abutment grubunda gözlenen belirgin pürüzlülük artışından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Tablo 4.2. Dayanak tipine göre grup içi yüzey pürüzlülük parametrelerinin (Ra, Rz) karşılaştırılması

Dayanak Tipi	Parametre	Termal Öncesi (Ort ± SS)	Termal Sonrası (Ort ± SS)	p (önce-sonra)
0° Abutment	Ra (µm)	0,75 ± 0,42	0,73 ± 0,40	,845
	Rz (µm)	3,75 ± 1,76	3,89 ± 1,82	,757
15° Abutment	Ra (µm)	0,59 ± 0,19	0,93 ± 0,38	**,001****
	Rz (µm)	3,09 ± 0,87	4,87 ± 2,32	**,003****
Çekilmiş Diş	Ra (µm)	0,67 ± 0,21	0,73 ± 0,38	,442
	Rz (µm)	3,89 ± 1,25	3,63 ± 1,75	,512
p (Grup Arası)	Ra	,117	,071	
	Rz	,055	**,041***	

**p < 0.01 *p < 0,05

4.1.3. Tüm Rezin Örneklerin Birlikte Değerlendirilmesi

Tablo 9 incelendiğinde, termal yaşlandırma işleminin tüm pürüzlülük parametrelerinde istatistiksel olarak anlamlı artışa neden olduğu saptanmıştır (p < 0,05). Genel pürüzlülük ortalamaları değerlendirildiğinde, yaşlandırma öncesinde 0,67 µm olan Ra değerinin 0,79 µm'ye, 3,58 µm olan Rz değerinin ise 4,13 µm'ye yükseldiği görülmüştür. Bu bulgular, termal yaşlandırmanın rezin esaslı kron materyallerinde yüzey pürüzlülüğünü artırdığını göstermektedir.

Tablo 4.3. Materyal ve dayanak tipine göre Ra ve Rz değerlerinin termal öncesi ve sonrası karşılaştırmaları

Materyal - Dayanak	Ra (Önce)	Ra (Sonra)	Rz (Önce)	Rz (Sonra)
Bego Trini-Q				
0° Abutment	0,77 ± 0,43	0,70 ± 0,42	3,83 ± 1,85	3,95 ± 2,18
15° Abutment	0,64 ± 0,21	1,02 ± 0,37	3,28 ± 0,95	5,58 ± 2,63
Çekilmiş Diş	0,63 ± 0,14	0,73 ± 0,27	3,50 ± 1,01	3,30 ± 0,68
Saremco CrownTec				
0° Abutment	0,74 ± 0,39	0,76 ± 0,37	3,66 ± 1,60	3,83 ± 1,27
15° Abutment	0,54 ± 0,16	0,85 ± 0,35	2,91 ± 0,70	4,17 ± 1,58
Çekilmiş Diş	0,70 ± 0,25	0,73 ± 0,45	4,28 ± 1,30	3,96 ± 2,29
Ortalama	**0,67 ± 0,29**	**0,79 ± 0,39**	**3,58 ± 1,36**	**4,13 ± 2,02**
p değeri	**0,011***		**0,023***	

**p < 0.01 *p < 0,05

4.2. Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları

4.2.1. Materyal Tipine Göre Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları

Gruplar arasındaki varyans homojenliği Levene testi ile yapılmıştır. Kırılma Yükü (N) incelendiğinde Saremco materyali (979,77 ± 372,69 N), Bego materyaline (764,78 ± 539,32 N) kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir kırılma yükü sergilemiştir (p = 0,030). Rijitlik parametresi incelendiğinde Saremco grubu (849.625,03 ± 173.239,69 N/m), Bego grubuna (620.921,22 ± 289.703,77 N/m) oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede rijitlik göstermiştir (p < 0,001) (Tablo 10).

Tablo 4.4. Materyale göre kırılma yükleri ve rijitlik değerleri

Parametre	Saremco	Bego Trini	p değeri
Kırılma Yükü (N)	979,77 ± 372,69	764,78 ± 539,32	**0,030***
Rijitlik (N/m)	849.625,03 ± 173.239,69	620.921,22 ± 289.703,77	**0,000****

**p < 0.01 *p < 0,05

4.2.2. Bego Trini-Q Materyalinin Dayanak Tipine Göre Mekanik Bulguları

Bego Trini-Q materyali üzerinde gerçekleştirilen mekanik performans analizleri, dayanak tipinin hem kırılma direnci hem de rijitlik parametreleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde belirleyici olduğunu ortaya koymuştur (p < 0,001). Tukey HSD post-hoc test sonuçlarına göre, çekilmiş diş örnekleri en yüksek kırılma 1129,41 N ve rijitlik değeri (883.070) sergilerken, 15° dayanak grubunda kırılma yükü ve rijitlik değerlerinde anlamlı bir düşüş izlenmiştir (Tablo 11).

Tablo 4.5. Bego Trini-Q materyalinin dayanak tipine göre mekanik özellikleri

Dayanak Tipi	Kırılma Yükü (N)	Rijitlik (N/m)
0° Abutment	730,6 ± 389,12^{ab}	616.381,81 ± 202.417,38^{b}
15° Abutment	434,2 ± 167,63^{b}	363.311,81 ± 108.302,40^{c}
Çekilmiş Diş	1.129,4 ± 688,38 ^{a}	883.070,05 ± 257.520,42^{a}
p değeri	**,001****	**,000****

**p < 0.01 *p < 0,05

4.2.3. Saremco Crowntec Materyalinin Dayanak Tipine Göre Mekanik Bulguları

Saremco CrownTec materyalinin mekanik performans analizleri, kırılma yükü açısından dayanak tipi değişkeninin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturduğunu (p = 0,006), ancak rijitlik değerlerinin tüm dayanak gruplarında istatistiksel düzeyde benzerlik gösterdiğini (p = 0,524) ortaya koymuştur. Tukey HSD post-hoc testleri, 15° açılı dayanakların (1093,40 N) ve çekilmiş diş desteğinin (1107,55 N), 0° dayanaklara (738,35 N) kıyasla daha yüksek kırılma yükü değerlerine sahip olduğunu ve bu durumun materyalin farklı abutment açılarında yapısal bütünlüğünü koruma kapasitesinin yüksek olduğunu kanıtladığını göstermektedir (Tablo 12).

Tablo 4.6. Saremco CrownTec materyalinin dayanak tipine göre mekanik özellikleri

Dayanak Tipi	Kırılma Yükü (N)	Rijitlik (N/m)
0° Abutment	738,35 ± 100,81[b]	833.438,89 ± 73.581,72
15° Abutment	1.093,40 ± 158,79[a]	824.003,30 ± 90.110,28
Çekilmiş Diş	1.107,55 ± 554,43[a]	891.432,90 ± 279.163,84
p değeri	**0,006**	0,524

**p < 0.01 *p < 0,05

4.2.4. Dayanak Tipine Göre Kırılma Yükü ve Rijitlik Bulguları

Kırılma yükü verilerinin dayanak tipine göre karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) sonucu, dayanak tipleri arasında kırılma yükü açısından anlamlı farklar olduğunu bulunmuştur (F = 6,928; p = 0,002). Tukey HSD analizi, "Çekilmiş Diş" grubunun (1118,48 N), hem "0° Abutment" (734,52 N) hem de "15° Abutment" (763,82 N) gruplarından anlamlı derecede daha yüksek kırılma yükü sergilediğini göstermiştir (p < 0,05). Ancak "0°" ve "15°" abutment grupları arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır (p = 0,965). Rijitlik (Stiffness, nm): Dayanak tipleri arasında rijitlik açısından da anlamlı farklar saptanmıştır (F = 11,539; p = 0,000). "Çekilmiş Diş" grubu en yüksek rijitliği sergilerken, "15° Abutment" grubu en düşük rijitlik değerine sahiptir (p < 0,001) (Tablo 13).

Tablo 4.7. Dayanak tiplerine göre kırılma yükleri ve rijitlik değerleri

Dayanak Tipi	Kırılma Yükü (N) p=0.002	Rijitlik (N/m) p=0.000
0° Abutment	734,52 ± 279,32[b]	724.910,35 ± 185.952,56[b]
15° Abutment	763,82 ± 371,63[b]	593.657,56 ± 253.911,79[c]
Çekilmiş Diş	1118,48 ± 614,23[a]	887.251,48 ± 263.923,55[a]

4.2.5. Materyal ve Dayanak Tipinin Birlikte Değerlendirilmesi

Tablo 14 incelendiğinde; materyal türü, dayanak tipi ve bu iki değişkenin etkileşiminin maksimum kırılma yükü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkileri olduğu saptanmıştır ($p < 0,05$). Dayanak tipi değişkeninin kırılma yükü üzerindeki etkisi ($p = 0,001$), materyal türüne ($p = 0,014$) göre daha belirgin bulunmuştur.

Tablo 4.8. Materyal ve dayanak tipi değişkenlerinin maksimum kırılma yükü (N) üzerindeki etkisi (Two-Way ANOVA)

Değişken / Kaynak	df	Mean Square	F	p	ηp2
Materyal (Saremco vs. Bego)	1	1039984,46	6,264	**,014***	,069
Dayanak Tipi (Diş, 0°, 15°)	2	1370335,71	8,254	**,001***	,164
Materyal * Dayanak Tipi	2	1111405,92	6,694	**,002***	,137
Hata (Error)	84	166023,39			

**p < 0.01 *p < 0,05

4.3. Kırılma Şekillerine İlişkin Gözlemsel Bulgular

Kırılma şekilleri değerlendirildiğinde, doğal diş destekli gruplarda kırığın çoğunlukla oklüzal yüzeyden başlayarak vertikal doğrultuda ilerlediği gözlenmiştir. Buna karşılık implant destekli gruplarda kırıkların çok parçalı ve katastrofik karakterde olduğu izlenmiştir. Bu gözlemsel bulgular, destek tipine bağlı olarak kırılma paternlerinin farklılaştığını göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, son yıllarda kalıcı kron üretiminde kullanılmaya başlanan 2 farklı 3B baskı rezin materyali, farklı dayanaklar kullanılarak yaşlandırma sonucunda oluşan yüzey pürüzlülüğü ve kırılma yükleri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Bu materyallerin farklı destek tiplerinde nasıl davrandıklarına ilişkin kanıtlar hâlâ sınırlıdır (AlGhamdi, 2025; Keßler vd., 2025).

Çalışmamızda, seramik katkılı rezin kronlar (Saremco CrownTec) genel olarak daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Kompozit rezin esaslı kronlar (Bego Trini-Q) ise bazı gruplarda daha düşük kırılma direnci sergilemiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde, Saremco CrownTec bazı ölçümlerde daha düşük değerler gösterirken, Bego Trini-Q gruplarında özellikle belirli koşullarda daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, seramik katkılı rezin kronlar (Saremco CrownTec) ile kompozit rezin esaslı kronlar (Bego Trini-Q) arasında, hem kırılma direnci hem de yüzey pürüzlülüğü bakımından anlamlı bir farklılık olmadığı yönünde kurulmuştur. Ancak elde edilen bulgular, Saremco CrownTec materyalinin genel olarak daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini ve yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı olmayan daha düşük değerler sergilediğini ortaya koymuştur. Bu nedenle çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Son yıllarda yayımlanan çalışmalarda da 3B baskı ile üretilen kalıcı restoratif materyaller arasında materyal içeriğinin mekanik davranışı doğrudan etkilediği; özellikle doldurucu oranı ve matriks yapısındaki farklılıkların yaşlandırma sonrası performansta belirgin hale geldiği bildirilmiştir (AlGhamdi, 2025; Keßler vd., 2025).

Bizim çalışmamızda farklı materyallerden oluşturulan modeller yerine, gerçek klinik simülasyona daha yakın olması amacıyla çekilmiş insan alt birinci molar dişleri kullanılmıştır. Dişlerin çatlak, çürük ve restorasyon içermemesine dikkat edilmiştir. Standardizasyonun sağlanması amacıyla diş boyutları ölçülmüş ve boyutları birbirine yakın olan dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Farklı morfoloji ve büyüklükte olanlar çalışma dışı bırakılmıştır.

Dişler, dehidratasyona bağlı yapısal değişiklikleri en aza indirmek ve diş dokusunun nem dengesini korumak amacıyla preparasyon öncesi ve sonrası distile suda bekletilmiştir. ISO/TS 11405:2015 standartlarına göre çekilmiş dişlerin uygun saklama ortamı olarak distile su önerilmekte, farklı kimyasal ajanların diş dokusunun davranışını değiştirebileceği belirtilmektedir (ISO, 2015). Ayrıca güncel literatürde, Billoo ve ark. (2025), distile suyun çekilmiş insan dişlerinde stabil bir saklama ortamı sağladığı ve dentin hidrasyonunun korunmasının in vitro testlerin güvenilirliği açısından önemli olduğu bildirmiştir.

İmplant dayanakları düz veya açılı seçenekler şeklinde olabilmektedir. Dayanak açısı arttığında yükün iletilme biçimi değişir; kuvvet yalnızca 'düz eksende' değil, daha eğik bir bileşenle iletilir. Bu durum materyalin kırılma davranışını ve arayüzde oluşan stres dağılımını etkiler. (Sevimay vd. 2005; KN vd. 2024). Bu nedenle bu çalışmada da hem düz hem de açılı dayanaklar kullanarak materyallerin kıyaslaması yapılmıştır.

Diş örneklerinin, uygulanacak testlerde standardizasyonu sağlamak amacıyla akrilik bloklara dişin uzun aksına paralel olarak yerleştirilmesi sağlanmıştır. Böylece lateral kuvvetlerin oluşturabileceği etkilerin en aza indirilmesi amaçlanmıştır. Benzer şekilde Alam ve ark. (2022) örnekleri otopolimerizan akrilik rezin içeren kalıplara, dişlerin uzun akslarına paralel olacak şekilde paralelometre kullanarak yerleştirmiştir. Yıldız ve ark. (2013) da dişlerin akrilik rezin bloklara yerleştirilmesi sırasında paralelometre cihazından yararlanarak dişlerin uzun aksının, blok yüzeyine dik olacak şekilde yerleştirmesini sağlamıştır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde örneklerin konumlandırılmasında paralelometre cihazı kullanılarak dişlerin uzun aksına göre standardizasyon sağlanmıştır. İmplant gruplarında, düz (0°) ve açılı (15°) dayanakların akrilik bloklara standardize şekilde yerleştirilebilmesi amacıyla özel bir yerleştirme cihazı üretilmiş ve kullanılmıştır. KN ve ark. (2024) tarafından belirtildiği üzere, küçük açısal sapmaların bile yük iletimini değiştirebilmesi, bu düzeneğin kullanılmasının temel gerekçesini oluşturmuştur. Bu sayede, çalışmada açı farklılıklarına bağlı oluşabilecek olası ölçüm hatalarının önüne geçilmesi hedeflenmiştir. Benzer şekilde El-Sheikh ve ark. (2018) da yaptıkları çalışmada 0°, 15° ve 25° açılı abutment gruplarını değerlendirmiş; örneklerin akrilik bloklara standardize biçimde yerleştirilmesi için paslanmaz çelik silindirik bir kalıp

kullanmıştır. Ayrıca Bonyatpour ve ark. (2023) da implantları farklı açılanmalarda akrilik rezin bloklara paralelometre cihazı kullanarak yerleştirmiş, açısal konumlandırmanın kontrollü şekilde standardize edilmesinin önemini ortaya koymuştur. Bizim çalışmamızda da bu literatürler referans alınarak örneklerin akrilik bloklara gömülme işlemi standart hale getirilmiştir.

Diş preparasyonları, tüm yüzey redüksiyonlarının standart olması ve aynı bitim sınırını oluşturması amacıyla aynı operatör tarafından yapılmıştır. Preparasyonlar posterior tam kron preparasyon prensiplerine uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Bitim hattında restorasyon kenar bölgesinde kontrollü bir uyum sağlamak ve stres birikim riskini azaltmak açısından chamfer bittim hattı tercih edilmiştir. (Shillingburg 2012).

Prepare edilen dişler ve abutment örnekler Dental Wings 7Series (Straumann/Dental Wings) laboratuvar tarayıcısında taranarak dijital ortama aktarılmıştır. Taranan üç boyutlu örnek modelleri üzerine gelecek kronların dijital tasarımı Exocad programında yapılarak tüm gruplarda aynı kron morfolojisi ve tasarım parametreleri korunmuştur. Bu yaklaşım, tasarım aşamasından kaynaklanabilecek değişkenlerin en aza indirilmesi ve elde edilen bulguların yalnızca incelenen değişkenlere bağlı olarak değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır. Alghazzawi (2016), CAD/CAM restorasyonlarda dijital tasarım sürecinin restorasyonun morfolojisi, oklüzal uyumu ve genel üretim doğruluğu üzerinde belirleyici bir role sahip olduğunu belirtmiştir. Bu nedenle dijital tasarım aşamasında kullanılan parametrelerin sabit tutulması, restorasyonlar arasındaki biçimsel farklılıkların azaltılması ile mekanik testlerde oluşabilecek olası hataların önüne geçilmesi açısından önem taşımaktadır. Kızılkaya ve ark. (2024) ise farklı CAD yazılımlarının tek kron restorasyonlarda marjinal ve internal uyumu etkileyebildiğini göstermiş; bu durum, yalnızca materyal ya da üretim tekniğinin değil, tasarım altyapısının da sonuçlar üzerinde etkili olabileceğini ortaya koymuştur. Benzer şekilde Çakmak ve ark. (2021), tüm kronların aynı referans veri üzerinden tasarlanmasının gruplar arasındaki karşılaştırılabilirliği artırdığını ve tasarıma bağlı sapmaların kontrol altına alınmasına katkı sağladığını bildirmiştir. Bu doğrultuda, mevcut çalışmada tüm örneklerde aynı kron morfolojisinin korunması, okluzal anatomik özelliklerin aynı tasarım yaklaşımıyla oluşturulması ve tasarım parametrelerinin standardize edilmesi, gözlenen farkların kron geometrisinden

değil, araştırmada incelenen esas değişkenlerden kaynaklanmasını sağlamak amacıyla tercih edilmiştir.

Kron tasarımında temel amaç, restorasyonun materyal kalınlığını klinik olarak kabul edilen sınırlar içinde standart tutmaktır. Oklüzal ve aksiyel bölgelerde yetersiz materyal kalınlığı, restorasyonun kırılma riskini artırabilmektedir. Buna karşılık, gereğinden fazla materyal kalınlığı anatomik uyumu bozabilmekte ve restorasyonun biyomekanik davranışını etkileyebilmektedir. Bu nedenle kronlar Exocad programında tasarlanırken preparasyonla uyumlu bir kalınlık dağılımı korunmuştur. Anatomik kontur sürdürülmüş, taşıyıcı bölgelerde aşırı incelmiş alanların oluşmasına izin verilmemiştir. Böylece kırılma direncini etkileyebilecek tasarım kaynaklı farklılıkların azaltılması amaçlanmıştır. Bununla birlikte, çekilmiş diş destekli gruplarda standart sapma değerlerinin daha yüksek bulunması, doğal dişlerin anatomik ve yapısal farklılıkları ile preparasyon sonrası yüzey ve form standardizasyonunun implant abutment gruplarına kıyasla daha sınırlı kalmasından kaynaklanmış olabilir.

Park ve ark. 2024 yılında yaptıkları çalışmada, 3B baskılı kalıcı kronlarda oklüzal materyal kalınlığının kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğunu ve belirli sınırlar içinde kalınlık artışının dayanımı artırabildiğini bildirmiştir. Benzer şekilde, posterior tam kron preparasyonlarında önerilen redüksiyon miktarlarına uygun preparasyon yapılması da restorasyon kalınlığının standardizasyonu açısından önemlidir. Oklüzal yüzeylerde yaklaşık 1.5 mm, aksiyel yüzeylerde ise yaklaşık 0.6–1.0 mm redüksiyon yapılması önerilmektedir (Shillingburg, 2012). Alshamrani ve ark. 2023 yılında yaptıkları çalışmada, kron tasarımında minimum 1,0 mm oklüzal kalınlık, 0,8 mm aksiyel kalınlık ve marjinal bölgede 50 µm siman boşluğu tanımlamıştır. Bu yaklaşım, restorasyon tasarımında kalınlık ve siman aralığı gibi değişkenlerin standardize edilmesinin önemini göstermektedir. Bizim çalışmamızda da preparasyonlar bu prensiplere uygun şekilde gerçekleştirilmiştir. Böylece kron kalınlığını tasarım aşamasında sabit tutulmuştur. Ayrıca tüm örneklerde benzer morfoloji korunurken, restorasyon kalınlığının preparasyonun izin verdiği sınırlar içinde tutulması sağlanmıştır. Bu yaklaşım, gruplar arasında standardizasyonun sağlanması açısından tercih edilmiştir.

Çalışmamızda, simantasyon aşamasının standardize edilebilmesi amacıyla Exocad programında siman boşluğu tüm gruplarda 50 µm olarak belirlenmiştir. Siman

boşluğu simanın homojen dağılımını sağlayan ve mekanik testlerin doğrulunu etkileyen önemli bir parametredir. Bu değerin düşük tutulması restorasyonun tam oturmasını güçleştirebilirken, fazla artırılması ise internal uyumu ve marjinal adaptasyonu olumsuz etkileyebilmektedir. Bu nedenle çalışmada tüm örneklerde aynı siman boşluğunun kullanılması tercih edilmiştir. Papadiochou ve Pissiotis (2018), yaptıkları çalışmada restorasyonların marjinal ve internal uyumunun klinik başarı açısından önemli olduğunu vurgulamıştır. Benzer şekilde bazı deneysel çalışmalarda da kron tasarımında 50 µm siman boşluğunun standardizasyon amacıyla kullanıldığı bildirilmiştir.

Kronların üretiminde DLP tabanlı bir 3B yazıcı (Ackuretta FreeShape 120) kullanılması, iki farklı materyalin aynı üretim platformunda üretilerek cihaz kaynaklı değişkenliğin azaltılması amacıyla tercih edilmiştir. DLP sistemlerde her katmanın tek seferde polimerize edilmesi, üretim hızını artırırken katmanlar arası daha homojen enerji dağılımı sağlayabilir; bu nedenle dental uygulamalarda yaygın biçimde kullanılan bir fotopolimerizasyon yöntemidir (Sampaio vd., 2025). Baytur ve Diken Türksayar 2025 yılında yaptıkları çalışmada katman kalınlığının 3B baskılı dental restorasyonların yüzey ve üretim özellikleri üzerinde belirleyici olabileceğini bildirmiştir. Bizim çalışmada baskı işlemlerinde katman kalınlığının 50 µm olarak belirlenmesi, üretici önerileri doğrultusunda standardizasyon sağlamak amacıyla tercih edilmiştir. Katman kalınlığı; yüzey topografisi, boyutsal doğruluk ve mekanik davranış üzerinde etkili olabilen bir üretim parametresidir. Bu nedenle söz konusu parametrenin tüm gruplarda sabit tutulması, materyaller arasında yapılacak karşılaştırmanın daha sağlıklı biçimde değerlendirilmesine katkı sağlamıştır.

Baskı sonrası temizlik basamağı, örnek yüzeyinde ve iç yüzeyde kalabilen polimerize olmamış rezin artıklarının uzaklaştırılması açısından önem taşımaktadır. Fotopolimerizasyon temelli üretimlerde baskı sonrası işlemler yalnızca yardımcı bir aşama değil, materyalin nihai özelliklerini etkileyen temel basamaklardan biridir. Bu nedenle çalışmamızda örneklerde yıkama ve temizleme işlemlerinin üretici talimatlarına uygun şekilde yürütülmesi tercih edilmiştir. Hassanpour ve ark. (2024), post-polimerizasyon basamaklarının 3B baskılı dental materyallerin mekanik dayanımı, biyouyumluluğu, boyutsal doğruluğu ve yüzey özellikleri üzerinde belirleyici olduğunu bildirmiştir. Benzer şekilde Hwangbo ve ark. (2021), yıkama

süresi ve kullanılan solüsyonun 3B baskılı dental rezinlerin biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğunu, yüzeyde kalan polimerize olmamış monomerlerin ise hücresel fonksiyonlar üzerinde olumsuz etkiler oluşturabileceğini göstermiştir. Ayrıca Katheng ve ark. (2025), baskı sonrası durulama süresi ve yönteminin yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve polimerizasyon derecesi üzerinde anlamlı etkileri bulunduğunu bildirmiştir. Bu bulgular doğrultusunda, mevcut çalışmamızda, baskı sonrası temizlik protokolünün üretici önerilerine uygun biçimde uygulanması, örneklerin yüzey bütünlüğünün korunması ve materyal özelliklerinin güvenilir şekilde değerlendirilmesi açısından gerekli görülmüştür. Böylece yüzeyde kalabilecek artık monomer ve başlatıcı kalıntılarının uzaklaştırılması ve post-polimerizasyon öncesinde daha kontrollü bir yüzey elde edilmesi amaçlanmıştır.

Post-polimerizasyon basamağı da bu çalışmada materyalin performansını belirleyen temel değişkenlerden biri olarak değerlendirilmiştir. Post-polimerizasyon süresi ve koşullarındaki değişiklikler, materyalin polimerizasyon derecesini etkileyebilmekte; buna bağlı olarak yüzey özellikleri ve mekanik davranış da değişebilmektedir. Literatürde bu süreç, fotopolimer rezinlerde dönüşüm oranını ve mekanik performansı artırması açısından kritik bir basamak olarak tanımlanmaktadır (Kim vd. 2024). Baytur ve Diken Türksayar (2025), yaptıkları çalışmada farklı post-polimerizasyon süreleri ve sıcaklıklarının 3B baskılı kalıcı rezin materyallerin yüzey topografisi, renk özellikleri ve eğilme dayanımı üzerinde etkili olduğunu göstermişlerdir. Bu nedenle her iki materyalde üretici tarafından önerilen post-polimerizayon protokollerinin uygulanması tercih edilmiştir. Bego Trini-Q için 15 dakika, Saremco CrownTec için ise 10 dakika ultraviyole (UV) kürleme uygulanmıştır. Bu yaklaşımın temel amacı, post-polimerizasyon kaynaklı farklılıkların materyaller arası karşılaştırmayı etkilemesini önlemek ve elde edilen sonuçların daha çok materyal yapısı ile destek tipi üzerinden yorumlanabilmesini sağlamaktır.

Kumlama (Airborne-particle abrasion), rezin-kompozit yüzeylerde ve titanyum gibi metal yüzeylerde mikro mekanik tutuculuğu artıran bir yüzey işlemidir. Özellikle Ti-base (Titanyum altyapılı dayanak) veya abutment yüzeylerinde uygulanan Al_2O_3 kumlamanın, bağlanma arayüzünün stabilitesini ve kron retansiyonunu artırabildiği gösterilmiştir. 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile gerçekleştirilen kumlamanın, farklı yüzey işlemleri arasında daha stabil bir bağlanma arayüzü

sağlayabildiği ve bağlanma dayanımını artırabildiği bildirilmektedir (Fonseca vd., 2012; Pitta vd., 2021). Literatürde 50 µm Al_2O_3 ile kumlamanın, çeşitli restoratif yüzeylerde bağlanma dayanımını artırabildiği ve yüzey modifikasyonu sağladığı belirtilmektedir. Amini ve ark. (2024), yaptıkları derlemede, 50 µm Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminin Ti-base ve abutment yüzeylerinde bağlanma dayanımını artırabildiğini bildirmişlerdir. Ayrıca titanyum ile rezin siman arasında oluşan bağlanma arayüzündeki işlemlerin (abrazyon/kimyasal primer) etkisini inceleyen çalışmalarda da, yüzey pürüzlendirme ve uygun yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir (Pitta vd., 2021; Fonseca vd., 2012). Çalışmalar, yalnızca abutment/Ti-base yüzeyinin değil, kronun iç yüzeyinin de yüzey işlemlerine tabi tutulduğunu bildirmektedir (Pitta vd., 2020; Oddbratt vd., 2021).

Bu çalışmamızda, kumlama protokolünün hem kron iç yüzeyine hem de implant gruplarında abutment yüzeyine uygulanması, yalnızca tek bir yüzeyi değil, arayüzün her iki tarafını da mikromekanik olarak aktive etmeyi amaçlamıştır. Böylece özellikle implant destekli örneklerde oluşacak olan metal-rezin arayüzünde daha güvenilir bir tutuculuk elde edilmesi hedeflenmiştir.

Kumlama sonrası kron iç yüzeyine primer uygulanmasının nedeni, yalnızca mikromekanik tutuculuğun artırılması değil, aynı zamanda rezin siman ile restorasyon yüzeyi arasındaki bağlanmanın güçlendirilmesidir. Literatürde 3B baskılı kron materyallerinde 50 µm alumina ile yapılan kumlama ve bu işleme ek olarak adeziv veya primer uygulamasıyla daha yüksek bağ dayanımı sağlayabildiği bildirilmiştir (Hammamy vd., 2025; Kang vd., 2023).

Benzer şekilde Nagasawa ve ark. 2022 yılında kendinden adeziv rezin siman ile simante edilmiş CAD/CAM rezin kompozitlerde, hem kumlamanın hem de primer uygulamasının bağlanma dayanımını artırdığını bildirmiştir. Bu nedenle mevcut çalışmamızda kumlama sonrası primer uygulanması, bağlanmayı destekleyen ve literatürle uyumlu bir yüzey hazırlama yaklaşımı olarak tercih edilmiştir.

3B baskılı daimi rezin restorasyonların yapısal özellikleriyle uyumlu olmasından dolayı simantasyon aşamasında kendinden adeziv (self-adhesive) özellik gösteren dual-cure rezin siman tercih edilmiştir. Daimi 3B baskılı rezin materyallerde bağlanma başarısının yalnızca materyalin kendisine değil, yüzey hazırlığı ve

kullanılan siman tipine de bağlı olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, kumlama ve primer ile desteklenen yüzey hazırlığını takiben rezin esaslı simantasyon protokolü uygulanmıştır (Kim vd., 2024; Palomeque vd., 2026).

Ayrıca Aktaş ve Bankoğlu Güngör (2024), 3B baskılı daimi rezin kronlarda siman tipinin mekanik performansı etkileyebildiği de bildirilmiştir. 2024 tarihli bir çalışmada, DLP ve SLA ile üretilen daimi rezin kronlarda cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve kendinden adeziv özellik gösteren rezin simanı karşılaştırılmış; siman tipinin kırılma direnci üzerinde etkili olduğu ve özellikle yaşlandırma sonrası sonuçların siman tipine göre değişebildiği gösterilmiştir. Bu durum, daimi 3B baskılı rezin kronlarda simantasyon materyalinin yalnızca bağlanma açısından değil, restorasyonun mekanik davranışı açısından da önemli olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan kendinden adeziv (self-adhesive) özellik gösteren dual-cure rezin siman, ışığın sınırlı ulaştığı bölgelerde de kimyasal polimerizasyonun devam edebilmesi sayesinde daha güvenilir bir simantasyon yaklaşımı sunmaktadır. Dual-cure rezin simanlar, ışıkla ve kimyasal polimerizasyon mekanizmalarını birlikte kullanmaları nedeniyle özellikle rezin esaslı indirekt restorasyonlarda yeterli sertleşmenin sağlanması açısından avantajlı kabul edilmektedir. Dual-cure rezin simanların, ışığın sınırlı ulaştığı bölgelerde dahi yeterli polimerizasyon sağlayarak rezin esaslı restorasyonlarda güvenilir bir simantasyon alternatifi sunduğu bildirilmiştir (Papadiochou ve Pissiotis, 2018).

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri öncesinde örnek yüzeyler zımparalanmıştır. Bunun temel amacı, 3B baskı üretimine bağlı tabakalanma izlerini ve yüzey düzensizliklerini azaltarak tüm örneklerde standardize bir başlangıç yüzeyi oluşturmaktır. Tayeb ve ark. 2025 yılında, 3B baskılı dental materyallerin yüzey hazırlığında 600, 800, 1000 ve 1200 grit silikon karbür kâğıtların sıralı olarak kullanılabildiğini bildirmiştir. Benzer şekilde Sharif ve ark. (2025) da artan sırada 600–800–1000–1200 grit SiC kullanımının yüzey standardizasyonu amacıyla tercih edildiğini göstermiştir. Myagmar ve ark. (2021) ise 3B baskılı rezinlerde daha kısa bir yüzey hazırlık protokolü olarak 600 ve 1200 grit SiC kullanımını bildirmiştir. Bu nedenle çalışmamızda literatürle desteklenen ve 600–800–1000-1200 grit SiC zımparalama protokolü yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde başlangıç koşullarını

standardize etmek ve üretim kaynaklı düzensizliklerin etkisini azaltmak amacıyla kullanılmıştır.

Bu çalışmada başlangıç yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinin amacı, 3B baskılı kalıcı kron materyallerinin üretim ve yüzey işlemleri sonrasındaki başlangıç yüzey karakterini ortaya koymaktır. Yüzey pürüzlülüğü; plak retansiyonu, renklenme eğilimi, aşınma davranışı ve restorasyonun uzun dönem klinik başarısı ile ilişkili önemli bir parametre olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle başlangıç pürüzlülük değerleri, materyalin yaşlandırma öncesindeki yüzey kalitesini göstermesi açısından önem taşımaktadır. Pürüzlülük parametreleri (Ra,Rz) dental materyallerin biyofilm tutulum potansiyeli, estetik stabilitesi, aşınma davranışı ve marjinal bütünlük performansı açısından klinik öneme sahip olduğundan literatürde yaygın şekilde kullanılmaktadır (Heintze vd., 2011; Ruyter, 1987).

Çalışmamızın sonuçlarına göre Saremco CrownTec ve Bego Trini-Q materyallerine ait yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde, materyaller arasında belirgin ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Başlangıç ve yaşlandırma sonrası Ra değerlerinde Saremco CrownTec materyali nispeten daha düşük ortalamalar sergilerken, başlangıç Rz değerinde daha düşük ortalama Bego Trini-Q grubunda gözlenmiştir. Yaşlandırma sonrası Rz değerinde ise Saremco CrownTec grubunda daha düşük ortalama elde edilmiştir. Bununla birlikte, gözlenen bu farkların sınırlı düzeyde kalması ve istatistiksel anlamlılığa ulaşmaması, her iki materyalin yüzey pürüzlülüğü açısından benzer davranış gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Balestra ve ark. 2024 yılında, 3B baskılı kalıcı restoratif materyallerde yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığın klinik sonucu etkileyebileceğini; yetersiz bitirme ve polisaj uygulanan yüzeylerin plak birikimi, aşınma ve renklenme açısından daha dezavantajlı olabileceğini bildirmiştir.

Güntekin ve ark. 2024 yılında yaşlandırma sonrası oluşan yüzey değişikliklerini değerlendirmek amacıyla yüzey pürüzlülüğünü kullanmış ve bu parametrenin materyalin aşınma davranışını anlamada önemli olduğunu vurgulamıştır. Bu nedenle çalışmamızda başlangıç yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi, hem

materyallerin ilk yüzey kalitesinin belirlenmesi hem de yaşlandırma sonrası oluşacak değişimlerin karşılaştırılabilmesi açısından gerekli görülmüştür.

Bizim çalışmamızda başlangıç yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin ardından termal yaşlandırma uygulanmasının nedeni, 3B baskılı kalıcı kron materyallerinin ağız ortamında maruz kaldığı sıcaklık değişimlerini laboratuvar koşullarında taklit ederek yüzey stabilitesini değerlendirmektir. Ağız içi ortamda restoratif materyaller sürekli olarak sıcak ve soğuk uyaranlara maruz kalmakta; bu durum özellikle rezin esaslı materyallerde su absorbsiyonu, matriks yapısında değişim, doldurucu-matriks ara yüzünde zayıflama ve yüzey bütünlüğünde bozulma gibi etkilere yol açabilmektedir. Bu nedenle termal yaşlandırma, materyalin yalnızca başlangıçtaki yüzey kalitesini değil, çevresel stresler altındaki davranışını da ortaya koymak açısından önemli bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Morresi ve ark. (2014) tarafından yapılan derlemede, termal siklusun dental restoratif materyallerde fizyolojik yaşlanmayı taklit etmek amacıyla en yaygın kullanılan in vitro yaşlandırma yöntemlerinden biri olduğu ve özellikle materyalin çevresel değişimlere karşı dayanımını değerlendirmede önemli bir yer tuttuğu belirtilmiştir. Aynı derlemede, farklı çalışmalar arasında uygulama protokolleri değişmekle birlikte termal döngülerin restoratif materyallerin klinik koşullara benzer stresler altında nasıl davrandığını ortaya koymada temel bir yaklaşım olduğu vurgulanmıştır. Bununla uyumlu olarak Boussès ve ark. (2021), termal döngülerin dental restoratif materyallerde özellikle matriks-doldurucu ara yüzünü etkileyebildiğini, bu bölgede oluşan gerilimlerin zamanla yapısal bozulmayı kolaylaştırabileceğini göstermiştir. Çakmak ve ark. (2021) da rezin-matriks esaslı CAD-CAM materyaller üzerinde yaptıkları çalışmada, termal yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve ıslanabilirlik gibi yüzey özelliklerini etkileyebildiğini bildirmiştir. Bu veriler birlikte değerlendirildiğinde, termal yaşlandırma 3B baskılı kalıcı rezin kron materyallerinde yüzey karakterinin zamanla nasıl değişebileceğini incelemek açısından gerekli bir aşama olduğu düşünülmektedir.

Rezin esaslı restoratif materyallerde termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen değişimlerin temelinde, polimer matriksin hidrotermal etkiler altında gösterdiği yapısal değişiklikler yer almaktadır. Sıcaklık değişimlerine bağlı genleşme-büzülme döngüleri ile su ortamının birlikte etkisi, özellikle matriks-doldurucu ara yüzünde gerilim birikimine ve zamanla yüzey bütünlüğünün

bozulmasına yol açabilmektedir. Bu süreç rezin matrikste yumuşama, yüzeyden partikül kaybı ve mikrotopografik düzensizliklerin artması ile sonuçlanabilmektedir. Özellikle 3B baskılı kalıcı rezin materyallerde bu etkinin şiddetinin; materyalin kompozisyonuna, polimerizasyon derecesine ve üretim sonrası uygulanan post-polimerizasyon koşullarına bağlı olarak değişebildiği bildirilmektedir. Nitekim Hassanpour ve ark. (2024) post-polimerizasyon basamaklarının 3B baskılı dental materyallerin nihai yüzey ve mekanik özellikleri üzerinde belirleyici olduğunu vurgulamış, Baytur ve Diken Türksayar (2025) ise farklı post-polimerizasyon süre ve sıcaklıklarının termal yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülüğü dahil yüzey özelliklerini anlamlı biçimde etkileyebildiğini göstermiştir. Benzer şekilde Gad ve ark. (2024) da termal yaşlandırmanın 3B baskılı kalıcı rezinlerin yüzey ve mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiler oluşturabildiğini bildirmiştir. Bu veriler birlikte değerlendirildiğinde, termal yaşlandırma sonrası gözlenen yüzey değişimlerinin yalnızca yaşlandırma işleminin kendisine değil, aynı zamanda materyalin üretim ve post-polimerizasyon geçmişine de bağlı olduğu anlaşılmaktadır. Termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünün yeniden değerlendirilmesinin temel amacı, materyalin uzun dönem klinik kullanımda yüzey bütünlüğünü ne ölçüde koruyabildiğini ortaya koymaktır.

Çalışmamızda, termal yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin Saremco CrownTec ve Bego Trini-Q grupları arasında anlamlı düzeyde farklılaşmadığı görülmüştür. Nitekim Ra değerleri termal yaşlandırma öncesinde Saremco CrownTec için 0,66 ± 0,30 µm, Bego Trini-Q için 0,68 ± 0,29 µm; termal yaşlandırma sonrasında ise sırasıyla 0,78 ± 0,40 µm ve 0,82 ± 0,39 µm olarak bulunmuş ve materyaller arasındaki fark hem başlangıçta ($p = 0,744$) hem de yaşlandırma sonrasında ($p = 0,638$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Benzer şekilde Rz değerlerinde de başlangıçta Saremco CrownTec için 3,62 ± 1,39 µm, Bego Trini-Q için 3,54 ± 1,37 µm; yaşlandırma sonrasında ise sırasıyla 3,99 ± 1,79 µm ve 4,27 ± 2,25 µm değerleri elde edilmiş ve bu farklar da anlamlı düzeye ulaşmamıştır (yaşlandırma öncesi $p = 0,777$; yaşlandırma sonrası $p = 0,507$). Buna karşılık tüm rezin örnekler birlikte değerlendirildiğinde, termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde genel bir artış saptanmıştır; ortalama Ra değeri başlangıçta 0,67 ± 0,29 µm iken yaşlandırma sonrasında 0,79 ± 0,39 µm'ye, ortalama Rz değeri ise 3,58 ± 1,36 µm'den 4,13 ± 2,02 µm'ye yükselmiştir. Bollen ve ark. (1997), oral sert dokular ve

dental materyallerde yüzey pürüzlülüğü ile plak retansiyonu arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri derlemelerinde, Ra = 0,2 µm düzeyinin bakteriyel plak birikimi açısından kritik eşik olduğunu bildirmiştir. Yazarlar, yüzey pürüzlülüğünün bu eşik değerin altına düşürülmesinin plak retansiyonunu belirgin biçimde azaltabildiğini, ancak bu değerin altına inilmesinin ilave bir biyolojik avantaj sağlamadığını; buna karşılık 0,2 µm'nin üzerindeki yüzeylerde plak birikiminin anlamlı biçimde arttığını vurgulamıştır. Bu nedenle yüzey pürüzlülüğünün yalnızca materyalin fiziksel bir özelliği değil, aynı zamanda restorasyonun biyolojik uyumu ve uzun dönem klinik başarısı açısından da kritik bir parametre olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda hem başlangıç hem de termal yaşlandırma sonrası elde edilen ortalama Ra değerlerinin bu eşik değerin üzerinde bulunması, incelenen 3B baskılı rezin materyallerin yüzey topografisinin klinik açıdan dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir. Ayrıca tüm rezin örnekler birlikte değerlendirildiğinde ortalama Ra değerinin 0,67 ± 0,29 µm'den 0,79 ± 0,39 µm'ye yükselmesi, termal yaşlandırmanın yüzey düzensizliğini artırarak plak birikimine neden olabileceği de tahmin edilmektedir.

Bozoğulları ve Temizci (2023), termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünü 3B baskılı ve frezelenmiş kalıcı restoratif materyallerde karşılaştırmış; ancak bu değerlendirmeyi standartlaştırılmış düz disk örnekler üzerinde gerçekleştirmiştir. Çalışmada 3B baskılı rezin gruplar incelendiğinde, Saremco Crowntec materyalinin Ra değeri termal yaşlandırma öncesinde 0,039 ± 0,005 µm, termal yaşlandırma sonrasında ise 0,038 ± 0,007 µm olarak bildirilmiş; Permanent Crown Resin grubunda ise bu değerler sırasıyla 0,044 ± 0,004 µm ve 0,045 ± 0,009 µm olarak bulunmuştur. Her iki 3B baskılı rezin materyalde de yaşlandırma öncesi ve sonrası değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Saremco Crowntec için p = 0,642; Permanent Crown Resin için p = 0,709). Ayrıca çoklu karşılaştırmalarda, bu iki 3B baskılı rezin grubunun yüzey pürüzlülüğü bakımından birbirine benzer davrandığı ve aynı istatistiksel grupta yer aldığı gösterilmiştir. Bununla birlikte söz konusu çalışmada ölçümler düz disk yüzeylerde yapılmıştır ancak bizim çalışmamızda ölçümler kron formundaki örnekler üzerinde gerçekleştirilmiş; oklüzal anatomi, eğimli yüzeyler ve marjinal geçişler gibi daha kompleks yüzey özellikleri değerlendirmeye dahil edilmiştir. Çalışmamızda elde edilen değerler, söz konusu çalışmada bildirilen düz disk örnek sonuçlarından belirgin biçimde daha yüksek bulundu. Bu değerlerin, Bozoğulları ve Temizci'nin düz disk örneklerde bildirdiği daha düşük yüzey

pürüzlülüğü sonuçlarından belirgin biçimde yüksek olması, farkın yalnızca materyal kompozisyonundan değil, aynı zamanda örnek geometrisi ve ölçüm yüzeyinin karmaşıklığından da kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

Bu çalışmada, kırılma direnci değerlendirilmesinin temel nedeni, 3B baskılı kalıcı kron materyallerinin oklüzal yükler altındaki mekanik dayanımının tespit edilmesidir. Kırılma direnci, restorasyonun yalnızca laboratuvar koşullarındaki dayanıklılığını değil, aynı zamanda klinik kullanım sırasında karşılaşabileceği fonksiyonel kuvvetlere karşı göstereceği direnci öngörmek açısından da önemlidir. Özellikle kalıcı kullanım amacıyla geliştirilen 3B baskılı rezin materyallerde, mekanik performansın materyal kompozisyonu, üretim parametreleri, post-polimerizasyon koşulları, yaşlandırma ve destek tipi gibi çok sayıda değişkenden etkilenebildiği bildirilmektedir. Son yıllarda yayımlanan çalışmalarda da, 3B baskılı kalıcı kron materyallerinin kırılma direncinin materyal türüne göre değişebildiği ve yapay yaşlandırma sonrası bu farkların daha belirgin hale gelebildiği gösterilmiştir (Çakmak vd., 2024; Gad vd., 2024). Çakmak ve ark. (2024) yaptıkları çalışmada, frezeleme yöntemiyle üretilen polimer infiltre seramik yapılı Vita Enamic ile eklemeli yöntemle üretilen VarseoSmile Crown Plus ve Saremco Crowntec kron materyallerini kırılma direnci açısından incelemiştir. Araştırmacılar, materyal grupları birlikte değerlendirildiğinde en yüksek ortalama kırılma direncinin Vita Enamic grubunda (5162 ± 789 N), en düşük ortalama kırılma direncinin ise VarseoSmile Crown Plus grubunda (3700 ± 426 N) elde edildiğini; Saremco Crowntec grubunun ise 4003 ± 374 N ile ara düzeyde değerler gösterdiğini bildirmiştir. Aynı çalışmada, yaşlandırma değişkeni ayrı olarak değerlendirildiğinde, yaşlandırma uygulanmayan grupların ortalama kırılma direnci 4425 ± 818 N, yaşlandırma uygulanan grupların ortalama kırılma direnci ise 4152 ± 851 N olarak bulunmuştur. Bu bulgular, döngüsel yüklemenin genel olarak kırılma direncini azalttığını; ancak materyal tipi etkisinin bundan bağımsız olarak devam ettiğini ve Vita Enamic'in tüm materyaller arasında en yüksek ortalama değeri koruduğunu göstermektedir. Bu bulgular, materyal tipinin ve yaşlandırma koşullarının 3B baskılı kalıcı kron materyallerinin mekanik performansı üzerinde belirleyici olabileceğini ortaya koymaktadır. Cilesiz ve ark. (2026), tarafından yapılan çalışmada ise, farklı 3B baskılı rezinlerin molar kron formunda karşılaştırıldığı ve yaşlandırma öncesi-sonrası kırılma direncinin materyale göre farklılaştığı bildirilmiştir. Gül ve ark. (2025), termomekanik yaşlandırma sonrası farklı

3B baskılı kalıcı rezin kronları karşılaştırdıkları çalışmalarında, materyallerin farklı mekanik performans sergilediğini bildirmiştir. Aynı çalışmada Permanent Bridge Saremco grubunda kırılma direnci 1991,00 ± 63,25 N, VarseoSmile Crownplus grubunda 1853,25 ± 53,43 N ve Senertek P-Crown grubunda 1567,25 ± 35,36 N olarak rapor edilmiştir. Bu sonuçlar, 3B baskılı kalıcı kron rezinlerinde mekanik davranışın materyal kompozisyonuna bağlı olarak değişebildiğini göstermektedir

Çalışmamızda, Saremco CrownTec materyalinin Bego Trini-Q materyaline kıyasla daha yüksek kırılma direnci göstermesi, materyal kompozisyonunun mekanik davranış üzerinde etkili olabileceğini düşündürmektedir. Nitekim Saremco CrownTec grubunda ortalama kırılma direnci 979,77 ± 372,69 N iken, Bego Trini-Q grubunda bu değer 764,78 ± 539,32 N olarak bulunmuş ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır (p=0,030). 3B baskılı kalıcı rezinlerde doldurucu oranı, doldurucu tipi, polimer matriksin yapısı ve polimerizasyon derecesi, yük altında oluşan stresin restorasyon içerisinde nasıl dağıldığını etkileyebilmektedir. Özellikle seramik katkılı rezin yapının daha homojen bir stres dağılımı sağlamış olabileceği ve çatlak ilerlemesine karşı daha dirençli davranması, Saremco CrownTec grubunda elde edilen daha yüksek kırılma direncini açıklayabilir.

Diş destekli ve implant destekli restorasyonlarda yükün iletilme biçimi birbirinden farklıdır. Özellikle implant destekli restorasyonlarda abutment açısının artması, stres dağılımını daha karmaşık hale getirebilmekte ve restorasyonun kırılma davranışını etkileyebilmektedir. Bu nedenle mevcut çalışmada kırılma direnci bulguları, materyal tipi ile birlikte destek tipi ve dayanak geometrisi açısından da ele alınmıştır. Grup içi karşılaştırmalarda, Bego Trini-Q materyalinde destek tipine bağlı belirgin farklılıklar izlenmiştir. Bu materyalde çekilmiş diş grubu en yüksek kırılma direncini (1129,4 ± 688,38 N) gösterirken, 15° abutment grubunda kırılma yükü en düşük düzeye inmiştir (434,2 ± 167,63 N); 0° abutment grubu ise ara düzeyde değer vermiştir (730,6 ± 389,12 N). Dayanak tipine göre bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p = 0,001). Aynı eğilim rijitlik verilerinde de izlenmiş ve dayanak tipine göre anlamlı farklılık saptanmıştır (p < 0,001).

Buna karşılık Saremco CrownTec materyalinde, 15° abutment (1093,40 ± 158,79 N) ve çekilmiş diş (1107,55 ± 554,43 N) grupları benzer ve yüksek kırılma dirençleri sergilemiş, 0° abutment grubunda ise daha düşük bir değer (738,35 ± 100,81

N) elde edilmiştir. Dayanak tipine göre kırılma direnci açısından anlamlı fark saptanmış (p = 0,006), Tukey HSD analizinde 15° abutment ve çekilmiş diş gruplarının 0° abutment grubuna göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği belirlenmiştir. Buna karşın rijitlik açısından anlamlı fark bulunmamıştır (p = 0,524). Bu farklı yönelim, iki materyalin dayanak geometrisine aynı biyomekanik yanıtı vermediğini düşündürmektedir. Özellikle Bego Trini-Q materyalinde açılanmanın 15°'ye çıkmasıyla mekanik performansta belirgin bir azalma izlenirken, Saremco CrownTec materyalinde 15° abutment grubunun beklenenin aksine yüksek kırılma yükü göstermiştir. Bu durum, Saremco CrownTec'in seramik katkılı yapısına bağlı olarak farklı stres dağılımı koşullarında yapısal bütünlüğünü daha iyi koruyor olabileceğini; öte yandan, Bego Trini-Q materyalinde özellikle 15° abutment grubunda gözlenen düşük kırılma direnci de, materyalin dayanak açısındaki artışa daha duyarlı olabileceğini düşündürmektedir. Bunun da materyal kompozisyonuna bağlı olabileceği öngörülmektedir.

Benzer şekilde, Saremco materyalinde 15° grubun 0° grubuna göre daha yüksek kırılma direnci göstermesi, kırılma testi sırasında yük uygulama noktasının dayanak eğimine bağlı olarak kronun daha kalın bölgelerine denk gelmesi ve yükleme noktasının vida erişim kanalından uzaklaşmasıyla ilişkili olabilir. Bu sonucu destekleyen çalışmalardan biri, Bonyatpour ve ark. (2023)'nın yaptığı çalışmadır. Bu çalışmada, hibrit monolitik zirkonya restorasyonlarda 15° implant açısının 0° gruba göre anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmiştir. Çalışmada ortalama kırılma direnci 0° grupta 1322.10 ± 244.65 N, 15° grupta 1564.00 ± 200.34 N ve 25° grupta 1406.95 ± 185.56 N olarak raporlanmış; 15° ile 0° arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir (p=0.031). Yazarlar bu bulguyu yalnızca açılanmanın kendisine değil, aynı zamanda yükün restorasyona uygulandığı nokta ile vida erişim kanalına komşu kritik bölgedeki zirkonya kalınlığındaki değişime bağlamıştır. Yazarlar, 0° grupta kuvvet doğrudan vida erişim kanalının üzerindeki ve çevresel zirkonya kalınlığının en düşük olduğu bölgeye uygulanmıştır; bu bölgede periferal zirkonya kalınlığı yaklaşık 2 mm olarak ifade edilmiştir. Buna karşılık 15° grupta kuvvet giriş noktası vida kanalından bir miktar uzaklaşmış, böylece ilgili bölgede maksimum restorasyon kalınlığı yaklaşık 3 mm'ye çıkmış ve artan bu materyal kalınlığı, açılı yüklemenin olası olumsuz etkisini kompanse ederek kırılma direncini artırmıştır. Ayrıca yazarlar, uygun seramik kalınlığının iç gerilimleri azaltıp

mekanik başarısızlık riskini düşürebileceğini vurgulamış; 25° grupta da kırılma direncinin 0° grubundan yüksek olmasını, angulasyon artışına rağmen restorasyon kalınlığının etkisinin belirgin olmasına bağlamıştır. Aynı şekilde, Banik ve ark. (2023) çalışmasında da, 15° grubun en yüksek kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada ortalama kırılma direnci 0° grupta 948.944 ± 245.588 N, 15° grupta 1223.442 ± 317.771 N ve 25° grupta 653.139 ± 102.045 N olarak bildirilmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada 15°–0° farkı 274.498 N olup anlamlı bulunmuştur (p=0.041); ayrıca 0°–25° farkı 295.805 N (p=0.027) ve 15°–25° farkı 570.303 N (p<0.001) olarak verilmiştir. Yazarların tartışmada özellikle vurguladığı nokta, açılanma arttıkça lateral streslerin artması ve bunun kırılma direnci üzerinde olumsuz etki oluşturmasıdır; bu nedenle özellikle 25° angulasyonun en negatif etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Buna ek olarak, yazarlar yalnızca angulasyonun değil, zirkonyanın kalınlığı ve tasarımının da kırılma direncini etkilediğini söylemiş, fakat 15° grubun 0°'yi neden geçtiğini yükleme noktası, vida kanalı konumu veya lokal materyal kalınlığı üzerinden detaylandırmamıştır.

Çalışmamızın sonuçları kendi içinde değerlendirildiğinde; iki yönlü varyans analizi, materyal türünün maksimum kırılma yükü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu göstermiştir (p = 0,014). Bu bulgu, kullanılan rezin materyalin mekanik performansının klinik açıdan anlamlı düzeyde farklılaşabildiğini ortaya koymaktadır. Grup ortalamaları incelendiğinde, materyaller arasındaki farkın özellikle 15° abutment grubunda belirginleştiği görülmektedir; bu grupta Saremco CrownTec (1093,40 ± 158,79 N), Bego Trini-Q'ya (434,2 ± 167,63 N) göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Buna karşılık 0° abutment grubunda iki materyalin kırılma yükleri birbirine yakın bulunmuştur (Saremco CrownTec: 738,35 ± 100,81 N; Bego Trini-Q: 730,6 ± 389,12 N). Çekilmiş diş grubunda ise her iki materyalde daha yüksek ve birbirine yakın ortalamalar elde edilmiş olup, Bego Trini-Q için 1129,4 ± 688,38 N, Saremco CrownTec için ise 1107,55 ± 554,43 N değerleri saptanmıştır. Bu dağılım, Saremco CrownTec materyalinin özellikle açılı dayanak koşullarında mekanik davranışını daha iyi koruduğunu, Bego Trini-Q materyalinin ise dayanak tipindeki değişimlerden daha fazla etkilendiğini düşündürmektedir. Bu bulgular doğrultusunda abutment dayanaklarda özellikle 15° açılı olanlarda Saremco CrownTec materyalinin avantajlı olduğu ve klinik olarak kullanılmasının daha iyi olabileceği söylenebilir. Buna karşılık, prepare edilmiş diş üzerinde kullanılmak üzere her iki materyal de

yüksek kırılma direnci gösterdiği için her iki materyalin de klinikte kullanılabileceği düşünülmüştür.

Schweiger ve ark. (2021) tarafından seramik dolgulu hibrit kompozitten üretilmiş 3B baskılı hibrit abutment kronlarda yürütülen pilot çalışmada, kronlar standart titanyum abutmentlere simante edilmiş, örneklerin yarısına yapay yaşlandırma uygulanmış ve tüm örnekler implant aksına 30° açıyla yüklenmiştir. Yaşlandırma uygulanmayan grupta ortalama kırılma yükü 389,04 ± 101,60 N, yaşlandırma uygulanan grupta ise 391,19 ± 143,30 N olarak bildirilmiş; iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Araştırmacılar ayrıca her iki grubun da klinik kabul sınırı olarak belirledikleri 290,1 N'nin üzerinde kırılma direnci gösterdiğini belirtmiştir. Bu bulgular, implant destekli 3B baskılı kompozit kronlarda yalnızca materyal tipinin değil, yükleme yönü, abutment yüksekliği ve kron-abutment oranı gibi tasarımsal parametrelerin de mekanik sonucu etkileyebileceğini göstermektedir. Bu açıdan mevcut çalışmamızda düz ve açılı implant dayanaklarının birlikte değerlendirilmiş olması önemli bir parametre olarak düşünülebilir.

Kırılma direncinin yalnızca materyal tipine değil, üretim sonrası uygulanan protokollere ve kullanılan dayanak yapısına bağlı olarak da değişebileceği görülmektedir. Hatem ve ark. (2025) tarafından Saremco Crowntec tek kronlar üzerinde yürütülen çalışmada, 10 dakikalık post-polimerizasyon grubunda ortalama kırılma direnci 506,36 ± 58,44 N, 20 dakikalık post-polimerizasyon grubunda ise 492,50 ± 76,06 N olarak bildirilmiştir. Aynı çalışmada 5.000 termal döngü uygulanan grupta ortalama kırılma direnci 510,00 ± 72,36 N iken, 10.000 termal döngü uygulanan grupta bu değer 488,26 ± 62,64 N olarak bulunmuştur. Araştırmacılar, 10 dakikalık post-polimerizasyon ve 5.000 termal döngü uygulanan gruplarda daha yüksek ortalama kırılma direnci elde edilmesine rağmen, hem post-polimerizasyon süresi ($p=0,428$) hem de termal döngü sayısı ($p=0,250$) açısından farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmiştir. Bizim çalışmamızda ise 10 dakikalık post-polimerizasyon ve 10.000 termal döngü sonrasında üretilen Saremco CrownTec kronlarda kırılma direnci; çekilmiş diş grubunda 1107,55 ± 554,43 N, 0° abutment grubunda 738,35 ± 100,81 N ve 15° abutment grubunda 1093,40 ± 158,79 N olarak bulunmuştur. Aynı materyalde elde edilen bu farklı kırılma direnci değerlerinin, kullanılan dayanak tipine bağlı olduğu düşünülmektedir. Hatem ve ark. (2025)

çalışmalarında kronları PEEK altyapı üzerinde değerlendirirken, bizim çalışmamızda çekilmiş diş ve titanyum abutment dayanaklar kullanılmıştır. Dentin ve titanyumun elastiklik modülünün PEEK'e göre daha yüksek olması, kronlara daha rijit bir destek sağlamış olabileceğinden dolayı çalışmamızda daha yüksek kırılma direnci değerlerinin bulunduğu düşünülmektedir. Ayrıca PEEK'in daha esnek yapısı ile termal döngü sonrası davranışının da iki çalışma arasındaki farkta etkili olabileceği düşünülmektedir.

Kırılma direnci üzerinde restorasyon geometrisinin de etkili olduğu bildirilmektedir. Park ve ark. (2024), frezelenmiş ve 3B baskılı daimi restoratif materyalleri karşılaştırdıkları çalışmada, kron kalınlığının kırılma dayanımını anlamlı biçimde etkilediğini bildirmiştir. Çalışmada frezelenmiş hibrit seramik MAZIC Duro (Vericom) materyalinde kırılma dayanımı 0,5 mm kalınlıkta 1834,6 ± 323,3 N'den 1,5 mm kalınlıkta 3218,8 ± 228,7 N'ye yükselirken, 3B baskılı materyallerde bu dağılımın materyale göre değişkenlik gösterdiği saptanmıştır. Özellikle 3B baskılı Permanent Crown (Formlabs) grubunda kırılma dayanımı 1,5 mm kalınlıkta 1307,5 ± 102,0 N ile en düşük değere ulaşmıştır. Araştırmacılar, bu farklılığın materyal yapısı ve doldurucu içeriği ile ilişkili olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca tüm kalınlıklarda kırılma dayanımı değerlerinin yaklaşık 500 N'lik ortalama oklüzal kuvvetin ve yaklaşık 900 N'lik maksimum ısırma kuvvetinin üzerinde olduğu, ancak her materyal için uygun kron kalınlığının dikkatle belirlenmesi gerektiği vurgulanmıştır. Bu bulgu, mevcut çalışmada kron tasarımı ve kalınlığının tüm gruplarda standardize edilmesinin önemini desteklemekte; ayrıca materyal kompozisyonunun kırılma direnci üzerindeki etkisini açıklamaya katkı sağlamaktadır.

Rijitlik verileri, kırılma yükü bulgularını destekleyen önemli bir mekanik gösterge olarak değerlendirilebilir. Genel analizde dayanak tipleri arasında rijitlik açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($F = 11,539$; $p < 0,001$). Bu analizde çekilmiş diş grubu 887.251,47 N/m ile en yüksek rijitliği sergilerken, 0° abutment grubu 724.910,35 N/m ve 15° abutment grubu 593.657,56 N/m ile daha düşük değerler göstermiştir. Özellikle çekilmiş diş ile 15° abutment grubu arasındaki farkın anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p < 0,001$).

Materyal tipine göre incelendiğinde ise, Bego Trini-Q grubunda dayanak geometrisinin rijitlik üzerinde belirgin ve istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu

görülmüştür ($p < 0,001$). Bu materyalde rijitlik değeri çekilmiş diş grubunda 883.070,05 ± 257.520,42 N/m ile en yüksek düzeyde bulunurken, 0° abutment grubunda 616.381,81 ± 202.417,38 N/m ve özellikle 15° abutment grubunda 363.311,81 ± 108.302,40 N/m ile anlamlı düzeyde daha düşük saptanmıştır. Bu bulgu, Bego Trini-Q materyalinde açılanmanın artmasıyla birlikte yalnızca kırılma yükünün değil, yapısal rijitliğin de azaldığını göstermektedir.

Buna karşılık Saremco CrownTec materyalinde dayanak tipine göre rijitlik farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,524$). Bu grupta rijitlik değerleri çekilmiş diş için 891.432,90 ± 279.163,84 N/m, 0° abutment için 833.438,89 ± 73.581,72 N/m ve 15° abutment için 824.003,30 ± 90.110,28 N/m olarak belirlenmiş olup, sayısal farklılıklar bulunmasına rağmen bu farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeye ulaşmadığı görülmüştür. Bu durum, Saremco CrownTec materyalinin farklı destek tiplerinde yalnızca daha yüksek kırılma direnci değil, yüksek rijitlik değeri ile de aynı zamanda daha stabil yapısal davranış sergileyebildiğini düşündürmektedir.

Keßler'in 2025 derlemesinde, 3B baskılı geçici ve kalıcı rezin restorasyonların klinik güvenilirliğini sınırlayan en önemli sorunların standardizasyon eksikliği, materyaller arası heterojenlik ve uzun dönem klinik veri yetersizliği olduğu vurgulanmıştır. Bu nedenle in vitro olarak yüksek kırılma direnci gösteren bir materyalin klinikte aynı başarıyı göstereceğinin doğrudan söylenemeyeceği, ancak yine de kırılma direncinin materyalin potansiyel mekanik performansını değerlendirmede temel parametrelerden biri olduğu belirtilmektedir. Bu yorum, çalışmamızdaki in-vitro kırılma direnci verilerinin klinik uygulamaya ışık tuttuğunu, ancak daha uzun süreli klinik takiplerle desteklenmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Kırılma şekilleri değerlendirildiğinde, doğal diş destekli gruplarda kırığın çoğunlukla oklüzal yüzeyden başlayarak vertikal doğrultuda ilerlediği, implant destekli gruplarda ise daha çok parçalı ve katastrofik kırık paternlerinin görüldüğü belirlenmiştir. Bu farklılık, destek yapıların biyomekanik özellikleri ve abutment açısına bağlı olarak oluşan yük iletim biçimlerindeki farklılıklarla ilişkili olabilir. İn vitro koşullarda periodontal ligamentin fizyolojik esneme etkisi tam olarak taklit edilemese de, doğal diş yapısının ana bileşeni olan dentinin elastik davranışının, implant gruplarında kullanılan titanyum dayanaklara kıyasla rezin esaslı restoratif materyallere daha yakın olduğu bilinmektedir. Bu elastik uyumun, yükleme sırasında

stresin restorasyon ile destek yapı arasında daha dengeli dağılmasını sağlamış olabileceği düşünülmektedir. Buna bağlı olarak, diş destekli gruplarda kırığın daha sınırlı kalması ve daha belirgin bir hat boyunca ilerlemesi açıklanabilir.

Yücel ve ark. (2012), tam seramik kronlarda destek yapının elastik modülünün yalnızca restorasyonun taşıdığı yükü değil, yük altında oluşan gerilim dağılımını ve buna bağlı başarısızlık davranışını da etkilediğini göstermiştir. Yazarlar, dentin, epoksi rezin, pirinç ve paslanmaz çelik gibi farklı altyapılar üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada, destek yapının rijitliğindeki farklılıkların kronların mekanik yanıtını anlamlı ölçüde etkilediğini bildirmiştir. Destek yapının restorasyonda meydana getirdiği deformasyon miktarının ise, özellikle çatlak oluşumu ve kırığın yayılım paterni açısından belirleyici olabileceği ifade edilmiştir. Bu yönüyle, dentin benzeri bir destek üzerinde stresin daha farklı yayılması, daha sınırlı ve daha belirgin bir kırık hattı ile ilişkili olabilirken; daha rijit bir destek sisteminde stresin daha ani ve daha yıkıcı şekilde birikmesi, kırığın daha parçalı karakter kazanmasına zemin hazırlayabilmektedir.

Benzer şekilde Donmez ve ark. (2022), implant destekli tek kronlarda kırılma paterninin restoratif materyal ve protetik tasarıma bağlı olarak değiştiğini, ancak implant üstü restorasyonlarda başarısızlığın çoğu zaman çok parçalı kron kırığı şeklinde ortaya çıktığını bildirmiştir. Aynı çalışmada bazı gruplarda yalnız kronun değil, vida ve abutment gibi daha derin protetik bileşenlerin de kırılabildiği belirtilmiş; bu durum implant destekli sistemlerde yükün daha rijit bir kompleks içinde iletilmesine bağlı olarak başarısızlığın daha katastrofik bir karakter kazanabileceği şeklinde yorumlanmıştır. Bu açıklama, bizim çalışmamızda doğal diş destekli gruplarda daha sınırlı ve daha lineer kırıkların, implant destekli gruplarda ise daha çok parçalı ve katastrofik kırık paternlerinin gözlenmiş olmasını biyomekanik açıdan desteklemektedir.

İmplant destekli gruplarda vida boşluğunun varlığı, kırılma paternini etkileyen ilave bir yapısal faktör olarak düşünülmelidir. Vida boşluğu her ne kadar dolgu materyali ile kapatılmış olsa da titanyum abutment ile bu dolgu materyali arasındaki elastik modül uyumsuzluğu ve söz konusu bölgenin restorasyon içinde geometrik sürekliliğin bozulmuş olması, stresin lokal olarak yoğunlaşmasına neden olabilir. Bu durum, implant destekli gruplarda kırığın daha yaygın, çok parçalı ve katastrofik

karakterde gelişmesini açıklayan etkenlerden biri olabilir. Dolayısıyla bu gruplarda gözlenen başarısızlık paterni, yalnızca materyal özellikleri temelinde değil; destek yapısının rijitliği, destek alanının sınırlı oluşu ve vida boşluğunun yarattığı stres yoğunlaşması birlikte değerlendirilerek yorumlanmalıdır. Sonuç olarak, diş destekli gruplarda görülen daha belirgin vertikal kırık hattı ile implant destekli gruplarda izlenen çok parçalı katastrofik kırık paterninin, yükün farklı destek sistemleri üzerinden farklı biçimlerde iletilmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmanın sınırlılıkları; ağız ortamındaki nem, pH değişimleri, biyomekanik kuvvetler ve kompleks termal koşulların tam olarak taklit edilememesi, örneklerin yalnızca dikey yüklere maruz bırakılması ve çalışmanın laboratuvar koşullarında yapılması olarak sıralanabilir. İleride yapılacak çalışmalarda farklı 3B baskılı kalıcı rezin materyallerin daha geniş örneklem sayıları ile karşılaştırılması yararlı olabilir. Ayrıca farklı abutment açıları, farklı simantasyon protokolleri, farklı yüzey hazırlama yöntemleri ve değişken pH koşullarının mekanik davranış üzerindeki etkisinin birlikte değerlendirilmesi önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, iki farklı 3B baskılı kalıcı rezin kron materyalinin farklı destek tiplerinde yüzey pürüzlülüğü ve kırılma direnci bakımından gösterdiği davranış değerlendirilmiştir. Buna göre sonuçlar:

- Yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde, Saremco CrownTec ve Bego Trini-Q grupları arasında termal yaşlandırma öncesi ve sonrası anlamlı fark saptanmamıştır. Buna karşılık tüm rezin örnekler birlikte ele alındığında, termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde genel bir artış gözlenmiştir.

- Kırılma direnci açısından ise materyal türünün, dayanak tipinin ve bu iki değişkenin etkileşiminin anlamlı olduğu belirlenmiştir. Genel olarak Saremco CrownTec materyali, Bego Trini-Q materyaline göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Dayanak tipine göre değerlendirildiğinde, çekilmiş diş destekli grupların implant destekli gruplara göre daha yüksek kırılma direnci sergilediği, implant destekli gruplarda ise mekanik davranışın dayanak geometrisine bağlı olarak değiştiği, Bego Trini-Q materyalinde en düşük kırılma direncinin 15° abutment grubunda elde edildiği; buna karşılık Saremco CrownTec materyalinde 15° abutment grubunun çekilmiş diş grubuna yakın ve yüksek kırılma direnci gösterdiği belirlenmiştir.

- Rijitlik açısından değerlendirildiğinde, destek tipi ve materyal özelliklerinin restorasyonların yapısal davranışı üzerinde belirleyici olduğu görülmüştür. Özellikle açılı abutment kullanımında materyallerin aynı mekanik yanıtı göstermediği, bu nedenle implant destekli restorasyonlarda materyal seçiminin yalnızca kırılma yüküne göre değil, rijitlik gibi tamamlayıcı mekanik parametreler dikkate alınarak yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu doğrultuda, farklı abutment geometrilerinde daha stabil yapısal davranış gösteren materyallerin tercih edilmesi ve rijitlik verilerinin uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

- Kırılma şekilleri bakımından, doğal diş destekli gruplarda kırığın oklüzal yüzeyden başlayıp vertikal doğrultuda ilerlediği; implant destekli gruplarda ise çok parçalı ve katastrofik kırık paternlerinin görüldüğü gözlenmiştir

Sonuç olarak, elde edilen veriler doğrultusunda, Saremco CrownTec materyalinin özellikle kırılma direnci açısından Bego Trini-Q materyaline göre daha avantajlı bir profil sergilediği görülmüştür.

7. KAYNAKÇA

Aktaş, N., & Bankoglu Güngör, M. (2024). Effects of 3D-printing technology and cement type on the fracture resistance of permanent resin crowns for primary teeth. *The International Journal of Prosthodontics, 37*(7), 195–202. https://doi.org/10.11607/ijp.8927

Alam, M., Chugh, A., Kumar, A., Rathee, M., & Jain, P. (2022). Comparative evaluation of fracture resistance of anterior provisional restorations fabricated using conventional and digital techniques - An *in vitro* study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, *22*(4), 361–367. https://doi.org/10.4103/jips.jips_547_21

AlGhamdi, M. A. (2025). *Additively fabricated permanent crown materials: An overview of literature and update*. **Prosthesis,** **7**(2), 35. https://doi.org/10.3390/prosthesis7020035

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., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2016). Additive manufacturing techniques in prosthodontics: Where do we currently stand? International Journal of Prosthodontics, 29(5), 474–484. PMID: 28750105

Alshamrani, A., Alhotan, A., Owais, A., & Ellakwa, A. (2023). The Clinical Potential of 3D-Printed Crowns Reinforced with Zirconia and Glass Silica Microfillers. *Journal of Functional Biomaterials*, *14*(5), 267. https://doi.org/10.3390/jfb14050267

Amini, P., Hejazi, M., Taghva, M., & Safari, S. (2024). Evaluation of the effect of surface roughness and modification of implant abutment axial wall on the retention of zirconium oxide copings before and after thermocycling. *Journal of clinical and experimental dentistry*, *16*(4), e399–e405. https://doi.org/10.4317/jced.61175

Arici, S., & Arici, N. (2003). Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *The Angle orthodontist*, *73*(6), 692–696. https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0692:EOTOTB>2.0.CO;2

ASM International. (2000). Hardness testing. In *ASM handbook* (Vol. 8, *Mechanical testing and evaluation*). ASM International.

Atria, P. J., Lagos, I., & Sampaio, C. S. (2020). In vitro evaluation of surface roughness, color stability, and color masking of provisional restoration materials for veneers and crowns. *International journal of computerized dentistry*, *23*(4), 343–350.

Ausiello, P., Di Lauro, A. E., Tribst, J. P. M., & Watts, D. C. (2023). Stress distribution in resin-based CAD-CAM implant-supported crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *39*(1), 114–122. https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.12.001

Aydın, N., Topçu, F. T., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., & Erdemir, U. (2021). Effect of finishing and polishing systems on the surface roughness and color change of composite resins. *Journal of clinical and experimental dentistry*, *13*(5), e446–e454. https://doi.org/10.4317/jced.58011

Balestra, D., Lowther, M., Goracci, C., Mandurino, M., Cortili, S., Paolone, G., Louca, C., & Vichi, A. (2024). 3D printed materials for permanent restorations in indirect restorative and prosthetic dentistry: A critical review of the literature. *Materials, 17*(6), 1380. https://doi.org/10.3390/ma17061380

Balkenhol, M., Köhler, H., Orbach, K., & Wöstmann, B. (2009). Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. *Dental Materials, 25*(7), 917–928. https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.099

Banik, R. K., Rahman, M., Siddika, A., Majumder, B., Abid, M., & Hossain, M. (2023). Effect on the fracture resistance of monolithic zirconia custom abutment in different angulation: An in vitro study. *European Journal of Dental and Oral Health, 4*(3). https://doi.org/10.24018/ejdent.2023.4.3.252

Bayarsaikhan, E., Lim, J.-H., Shin, S.-H., Park, K.-H., Park, Y.-B., Lee, J.-H., & Kim, J.-E. (2021). Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material. *Polymers*, *13*(8), 1180. https://doi.org/10.3390/polym13081180

Baytur, S., & Diken Turksayar, A. A. (2025). Effects of post-polymerization conditions on color properties, surface roughness, and flexural strength of 3D-printed permanent resin material after thermal aging. *Journal of Prosthodontics, 34*, 298–307. https://doi.org/10.1111/jopr.13818,

Bego. (2023). *VarseoSmile Crown Plus: Scientific studies on 3D printed permanent crowns*. BEGO GmbH, Bremen, Germany.

Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *30*(4), 424–432. https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.003

Bergamo, E. T. P., Campos, T. M. B., Lopes, A. C. O., Cardoso, K. B., Gouvea, M. V. R., de Araújo-Júnior, E. N. S., Witek, L., Gierthmühlen, P. C., Coelho, P. G., Benalcázar Jalkh, E. B., Zahoui, A., de Carvalho, L. F., & Bonfante, E. A. (2021). Hydrothermal aging affects the three-dimensional fit and fatigue lifetime of zirconia abutments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *124*, 104832. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104832

Bergamo, E. T. P., de Carvalho, B. C., Saavedra, G. D. S. F. A., Paes-Junior, T. A. J., Scotti, R., Özcan, M., & Bonfante, E. A. (2021). Biomechanical behavior of a fractured screw-retained lithium disilicate implant-supported crown after different methods of repair. *Dental Materials, 37*(12), e802–e813. https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.09.008

Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. A., & Roberts, H. W. (2010). Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *Journal of dental research*, *89*(1), 82–86. https://doi.org/10.1177/0022034509355919

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

Beyer, M., Scheller, L., Burde, A. V., Abazi, S., Sommacal, A., Seifert, L., Sharma, N., & Thieringer, F. M. (2025). Comparative Evaluation of SLA and DLP 3D Printing in Dental Implant Guides: Impact on Fabrication Accuracy, Speed, and Resin Usage. *Dentistry journal*, *13*(10), 471. https://doi.org/10.3390/dj13100471

Billoo, M. S., Khan, M. A. K., Khalid, T., & Kazmi, S. M. R. (2025). Effect of storage medium of extracted human teeth on the result of in vitro studies - a scoping review. *Biomaterial investigations in dentistry*, *12*, 44183. https://doi.org/10.2340/biid.v12.44183

Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials, 13*(4), 258–269. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(97)80038-3

Bonyatpour, M., Giti, R., & Erfanian, B. (2023). Implant angulation and fracture resistance of one-piece screw-retained hybrid monolithic zirconia ceramic restorations. *PLOS ONE, 18*(1), e0280816. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0280816

Bora, P. V., Sayed Ahmed, A., Alford, A., Pitttman, K., Thomas, V., & Lawson, N. C. (2024). Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *36*(1), 220–230. https://doi.org/10.1111/jerd.13174

Boussès, Y., Brulat-Bouchard, N., Bouchard, P. O., & Tillier, Y. (2021). A numerical, theoretical and experimental study of the effect of thermocycling on the matrix-filler interface of dental restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *37*(5), 772–782. https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.010

Bozoğulları, H. N., & Temizci, T. (2023). Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. *Applied Sciences*, *13*(21), 11895. https://doi.org/10.3390/app132111895

Cabrera, J. E., Peláez, J., Aliaga, A., Llinás, J., Tobar, C., & Suárez, M. J. (2022). Fracture resistance of cement-retained and screw-retained zirconia-based implant-supported single crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 127*(3), 480–487. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.060

Cabrol, A., Chuy, V., Fron-Chabouis, H., & Naveau, A. (2024). Effectiveness of postprocessing on 3D printed resin biocompatibility in prosthodontics: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi: 10.1016/j.prosdent.2024.08.014

Casucci, A., Verniani, G., Sami Haichal, W., Manfredini, D., Ferrari, M., & Ferrari Cagidiaco, E. (2024). *Influence of printing angulation on the flexural strength of 3D printed resins: An in vitro study*. **Applied Sciences, 14**(21), 10067. https://doi.org/10.3390/app142110067

Cattani-Lorente, M. A., Dupuis, V., Payan, J., Moya, F., & Meyer, J. M. (1999). Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *15*(1), 71–78. https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00016-0

Cilesiz, F., Herguner, T., & Doğan, D. Ö. (2026). Evaluation of Mechanical and Physical Properties of Implant- Supported Crowns Produced from Different 3D-Printed Permanent Resin Materials: An In Vitro Comparative Study. *The International journal of prosthodontics*, *0*(0), 1–26. Advance online publication. https://doi.org/10.11607/ijp.9565

Clelland, N. L., & Gilat, A. (1992). The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *1*(1), 24–28. https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1992.tb00422.x

Çakmak, G., Cuellar, A. R., Donmez, M. B., Schimmel, M., Abou-Ayash, S., Lu, W.-E., & Yilmaz, B. (2021). Effect of Printing Layer Thickness on the Trueness and Margin Quality of 3D-Printed Interim Dental Crowns. *Applied Sciences*, *11*(19), 9246. https://doi.org/10.3390/app11199246

Çakmak, G., Donmez, M. B., Molinero-Mourelle, P., Kahveci, Ç., Abou-Ayash, S., Peutzfeldt, A., & Yilmaz, B. (2024). Fracture resistance of additively or subtractively manufactured resin-based definitive crowns: Effect of restorative material, resin cement, and cyclic loading. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *40*(7), 1072–1077. https://doi.org/10.1016/j.dental.2024.05.020

Çakmak, G., Subaşı, M. G., & Yilmaz, B. (2021). Effect of thermocycling on the surface properties of resin-matrix CAD-CAM ceramics after different surface treatments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *117*, 104401. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104401

Danila, A. I., Breban-Schwarzkopf, D., Daescu, E., Olariu, I., & Dinu, S. (2025). Systematic Review of the Quality of Stereolithographic Three-Dimensionally Printed Materials for Provisional Dental Restorations. *Materials*, *18*(3), 721. https://doi.org/10.3390/ma18030721

Dantagnan, C. A., Babajko, S., Nassif, A., Houari, S., Jedeon, K., François, P., Dursun, E., Attal, J. P., & Bosco, J. (2024). Analysis of Resin-Based Dental Materials' Composition Depending on Their Clinical Applications. *Polymers*, *16*(8), 1022. https://doi.org/10.3390/polym16081022

Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J.-C., Thuault, A., Deveaux, E., & Béhin, P. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials, 33*(5), 477–485. https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.018

Di Fiore, A., et al. (2024). Comparison of mechanical and surface properties of two 3D printed composite resins for definitive restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi: 10.1016/j.prosdent.2024.07.003

Diken Türksayar, A. A., & Baytur, S. (2025). Color stability, surface roughness and flexural strength of additively manufactured and milled interim restorative materials after aging. *Odontology*, *111*(3), 680–686. https://doi.org/10.1007/s10266-022-00778-6

Donmez, M. B., Diken Turksayar, A. A., Olcay, E. O., & Sahmali, S. M. (2022). Fracture resistance of single-unit implant-supported crowns: Effects of prosthetic design and restorative material. *Journal of Prosthodontics, 31*(4), 348–355. doi: 10.1111/jopr.13415

Drummond, J. L. (2008). Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of Dental Research, 87*(8), 710–719. https://doi.org/10.1177/154405910808700802

Duarte Jr., S., de Araujo, M. V. A., Riquieri, H., Saboia, V. P. A., & Panzeri Pires-de-Souza, F. C. (2025). Advances in dental restorations: A comprehensive review

of machinable ceramic-reinforced composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 37*(4), 717–735. https://doi.org/10.1111/jerd.13371

Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2020). Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterial investigations in dentistry*, *7*(1), 16–24. https://doi.org/10.1080/26415275.2019.1709470

Ellakwa, A., Raj, T., Deeb, S., Ronaghi, G., Martin, F. and Klineberg, I. (2011), Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. Australian Dental Journal, 56: 132-140. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01314.x

El-Sheikh, M. A. Y., Mostafa, T. M. N., & El-Sheikh, M. M. (2018). Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *International journal of implant dentistry*, *4*(1), 39. https://doi.org/10.1186/s40729-018-0149-z

Ernst, C. P., Aksoy, E., Stender, E., & Willershausen, B. (2009). Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns. *American journal of dentistry*, *22*(2), 122–128.

Ersöz, B., Aydın, N., Ezmek, B., Karaoğlanoğlu, S., & Çal, İ. K. (2024). Effect of Surface Treatments Applied to 3D Printed Permanent Resins on Shear Bond Strength. *Journal of clinical and experimental dentistry*, *16*(9), e1059–e1066. https://doi.org/10.4317/jced.61884

Ferracane J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *27*(1), 29–38. https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020

Ferracane, J.L., Stansbury, J.W. And Burke, F.J.T. (2011), Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. Journal of Oral Rehabilitation, 38: 295-314. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x

Flanagan, D. (2017). Bite force and dental implant treatment: A short review. *Medical Devices: Evidence and Research, 10*, 141–148. doi: 10.2147/MDER.S130314

Fonseca, R. G., Haneda, I. G., Almeida-Júnior, A. A., de Oliveira Abi-Rached, F., & Adabo, G. L. (2012). Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *The journal of adhesive dentistry*, *14*(5), 453–459. https://doi.org/10.3290/j.jad.a23444

Fuster-Torres, M. A., Albalat-Estela, S., Alcañiz-Raya, M., & Peñarrocha-Diago, M. (2009). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *14*(3), E141–E145.

Gad, M. M., Al Mahfoudh, H. A., Al Mahfuth, F. A., Hashim, K. A., Khan, S. Q., Al-Qarni, F. D., Baba, N. Z., & Al-Harbi, F. A. (2024). A comparative study of strength and surface properties of permanent 3D-printed resins with CAD-CAM milled fixed dental prostheses. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 10.1111/jopr.13990. Advance online publication. https://doi.org/10.1111/jopr.13990

Ghavami-Lahiji, M., Hooshmand, T., Bagheri, R., & Moayed, M. H. (2018). *Effects of water and thermal cycling on a dental nanocomposite resin matrix: Microstructure, mechanical properties, and water sorption analysis. Restorative Dentistry & Endodontics, 43*(3), e26. https://doi.org/10.5395/rde.2018.43.e26

Gruber, S., Kamnoedboon, P., Özcan, M., & Srinivasan, M. (2021). CAD/CAM Complete Denture Resins: An In Vitro Evaluation of Color Stability. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *30*(5), 430–439. https://doi.org/10.1111/jopr.13246

Gul, B. C., Demirci, F., Baki, N., Bahce, E., & Özcan, M. (2025). Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis. *BMC Oral Health, 25*, Article 131. https://doi.org/10.1186/s12903-024-05384-2

Güntekin, N., & Tunçdemir, A. R. (2024). Comparison of volumetric loss and surface roughness of composite dental restorations obtained by additive and subtractive manufacturing methods. *Heliyon, 10*(4), e26269. doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e26269

Hammamy, M., Ríos-Carrasco, B., Revilla-León, M., & Özcan, M. (2025). Effect of air particle abrasion and primers on bond strength to 3D-printed crown materials. *Materials, 18*(2), 265. https://doi.org/10.3390/ma18020265

Hassanpour, M., Narongdej, P., Alterman, N., Moghtadernejad, S., & Barjasteh, E. (2024). Effects of Post-Processing Parameters on 3D-Printed Dental Appliances: A Review. *Polymers*, *16*(19), 2795. https://doi.org/10.3390/polym16192795

Hatem, S., Emad, B., & Osman, M. F. (2025). Fractographic analysis of 3D printed hybrid ceramic single crowns with different aging and post-curing times: An in-vitro study. *Scientific Reports, 15*, 11801. https://doi.org/10.1038/s41598-025-26531-x

Heboyan, A., Vardanyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Avagyan, T., Tebyaniyan, H., Mustafa, M., Rokaya, D., & Avetisyan, A. (2023). Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules (Basel, Switzerland)*, *28*(4), 1619. https://doi.org/10.3390/molecules28041619

Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials, 29*(1), 59–84. https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.158

Heintze, S. D., & Zimmerli, B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, *121*(9), 804–816.

Heintze, S. D., Rousson, V., & Hickel, R. (2015). Clinical effectiveness of direct anterior restorations--a meta-analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *31*(5), 481–495. https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.01.015

Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: A review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America, 51*(3), 643–658. https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.002

Hull, C. W. (1986). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. U.S. Patent No. 4,575,330.

Hwangbo, N. K., Nam, N. E., Choi, J. H., & Kim, J. E. (2021). Effects of the Washing Time and Washing Solution on the Biocompatibility and Mechanical Properties of 3D Printed Dental Resin Materials. *Polymers*, *13*(24), 4410. https://doi.org/10.3390/polym13244410

Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical oral investigations*, *13*(4), 427–438. https://doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4

Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Dental Materials, 27*(10), 1019–1033. https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.06.007

Ilie, N., & Stansbury, J. W. (2013). Resin-based dental materials: Composition, properties and clinical performance. *Dental Materials, 29*(1), 1–28. https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.09.011

International Organization for Standardization. (2015). *ISO/TS 11405:2015 Dentistry—Testing of adhesion to tooth structure.* ISO.

Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, 9*(3), 179–185. https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.04.004

K N, C., Eram, A., Shetty, N., Shetty, D. D., Futane, M., & Keni, L. G. (2024). Evaluating Angled Abutments: Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Anterior Maxillary Implants. *Prosthesis*, *6*(2), 315-328. https://doi.org/10.3390/prosthesis6020024

Kamatham, R., Nanduri, S. S., & Yarram, S. (2020). Influence of filler characteristics on resin composite properties. *Journal of Oral Science, 62*(3), 305–309. https://doi.org/10.2334/josnusd.19-0323

Kang, Y. J., Park, Y., Shin, Y., & Kim, J. H. (2023). Effect of Adhesion Conditions on the Shear Bond Strength of 3D Printing Resins after Thermocycling Used for Definitive Prosthesis. *Polymers*, *15*(6), 1390. https://doi.org/10.3390/polym15061390

Kariper, E., & Cilingir, A. (2025). Bond strength of different resin-based cements to 3D-printed permanent restorations. *American journal of dentistry*, *38*(1), 39–45.

Katheng, A., Prawatvatchara, W., Tonprasong, W., Namano, S., & Kongkon, P. (2025). Effect of Postrinsing Times and Methods on Surface Roughness, Hardness, and Polymerization of 3D-Printed Photopolymer Resin. *European journal of dentistry*, *19*(1), 154–164. https://doi.org/10.1055/s-0044-1786866

Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 81*(6), 652–661. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70103-4

Keßler, A., Montenbruck, L., Schwendicke, F., Lüchtenborg, J., & Kaisarly, D. (2025). Narrative review of 3D-printed temporary and permanent dental resin restorations. *Polymer Testing, 151*, 108953. https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2025.108953

Kızılkaya, A., & Kara, A. (2024). Impact of different CAD software programs on marginal and internal fit of provisional crowns: An in vitro study. *Heliyon, 10*(2), e24205. https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e24205

Kim, M., Lee, J., Park, C., Jo, D., Yu, B., Khalifah, S. A., Hayashi, M., & Kim, R. H. (2024). Evaluation of Shear Bond Strengths of 3D Printed Materials for Permanent Restorations with Different Surface Treatments. *Polymers*, *16*(13), 1838. https://doi.org/10.3390/polym16131838

Koç-Vural, U., Ergin, E., & Gurgan, S. (2018). Microhardness and shear bond-strength of carious dentin after fluorescence-aided or conventionally excavation: (An *in-vitro* comparison). *Journal of clinical and experimental dentistry*, *10*(7), e668–e672. https://doi.org/10.4317/jced.53592

Kosewski, P., Kosewski, J., & Mielczarek, A. (2025). Simulation of the Periodontal Ligament in Dental Materials Research: A CAD/CAM-Based Method for PDL Modeling. *Journal of functional biomaterials*, *16*(12), 429. https://doi.org/10.3390/jfb16120429

Krämer, N., Lohbauer, U., & Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry, 13*(Spec No), 60D–76D.

Lee, E. H., Ahn, J. S., Lim, Y. J., Kwon, H. B., & Kim, M. J. (2022). Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *126*, 104993. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104993

Maiti, N., Mahapatra, N., Patel, D., Chanchad, J., Saurabhbhai Shah, A., Mahboob Rahaman, S. K., & Surana, P. (2024). Application of CAD-CAM in

Dentistry. *Bioinformation*, *20*(5), 547–550. https://doi.org/10.6026/973206300200547

Maletin, A., Knežević, M. J., Koprivica, D. Đ., Veljović, T., Puškar, T., Milekić, B., & Ristić, I. (2023). Dental Resin-Based Luting Materials-Review. *Polymers*, *15*(20), 4156. https://doi.org/10.3390/polym15204156Jang, Y. S., Shim, J. S., & Lee, J. H. (2021). Effect of ceramic filler loading on physical properties of printable resin composites. *Journal of Prosthetic Dentistry, 126*(5), 763–771. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.013

Melchels, F. P. W., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials, 31*(24), 6121–6130. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050

Misch, C. E. (2021). *Contemporary implant dentistry* (4th ed.). Mosby Elsevier.

Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal, 56*(Suppl. 1), 97–106. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x

Moncada, V. (2023). *Comparison of crown fracture and wear resistence of resin 3D printed permanent crown and other restorative materials* (Master's thesis, University of Alabama at Birmingham). UAB Theses & Dissertations. https://digitalcommons.library.uab.edu/etd-collection/411

Montenbruck, L., Lüchtenborg, J., Elgezawi, M., Keßler, A., & Kaisarly, D. (2025). Influence of pretreatment strategies on the tensile bond strength of 3D printed composite resins for definitive cementation to dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, *134*(3), 842.e1–842.e11. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.04.043

Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *29*, 295–308. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013

Mosharraf, R., Ranjbarian, P., & Hamedani, S. (2022). The effect of abutment angulation and crown material compositions on stress distribution in 3-unit fixed implant-supported prostheses: A finite element analysis. *International Journal of Dentistry, 2022*, 4451810. https://doi.org/10.1155/2022/4451810

Mudhaffer, S., Haider, J., Silikas, N., & Satterthwaite, J. (2025). Edge strength of definitive 3D-printed restorative resin materials. *Dental Materials, 41*(6), 745–754. https://doi.org/10.1016/j.dental.2025.04.005

Myagmar, G., Lee, J. H., Ahn, J. S., Yeo, I. L., Yoon, H. I., & Han, J. S. (2021). Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. *The journal of advanced prosthodontics*, *13*(3), 144–151. https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.3.144

Nagasawa, Y., Eda, Y., Shigeta, H., Ferrari, M., Nakajima, H., & Hibino, Y. (2022). Effect of sandblasting and/or priming treatment on the shear bond strength of self-adhesive resin cement to CAD/CAM blocks. *Odontology, 110*(1), 70–80. doi: 10.1007/s10266-021-00635-y

Oddbratt, E., Hua, L., Chrcanovic, B. R., & Papia, E. (2021). Bond strength of zirconia- or polymer-based copings cemented on implant-supported titanium bases - an *in vitro* study. *Biomaterial investigations in dentistry*, *8*(1), 129–136. https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1974301

Palomeque, S., Loguercio, A. D., Arrais, C. A. G., Sánchez, C., & Pulido, C. (2026). Three-dimensionally printed and milled composite materials for definitive restorations. Part 2: Effect of surface treatment on the bond strength of light-polymerized resin cement and surface morphology. *The Journal of prosthetic dentistry*, *135*(3), 581.e1–581.e9. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.09.033

Papadiochou, S., & Pissiotis, A. L. (2018). Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 119*(4), 545–551. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.001

Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Dimitriadis, K., Papavasiliou, G., & Zinelis, S. (2023). In vitro evaluation of CAD/CAM composite materials. *Journal of dentistry*, *136*, 104623. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104623

Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*, *76*(6), 633–640. https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90442-4

Park, Y., Kim, J., Kang, Y.-J., Shim, E.-Y., & Kim, J.-H. (2024). Comparison of Fracture Strength of Milled and 3D-Printed Crown Materials According to Occlusal Thickness. *Materials*, *17*(18), 4645. https://doi.org/10.3390/ma17184645

Pellizzeri, G., Di Mauro, E., Fernandes, J., & Catapano, S. (2022). Digital Light Processing (DLP) 3D printing in dentistry: State of the art and future perspectives. Applied Sciences, 12(3), 1467.

Pieniak, D., Niewczas, A., Walczak, A., Łępicka, M., Grądzka-Dahlke, M., Maciejewski, R., & Kordos, P. (2020). The effect of thermal stresses on the functional properties of various dental composites. *Tribology International, 152*, 106509. https://doi.org/10.1016/j.triboint.2020.106509

Pitta, J., Bijelic-Donova, J., Burkhardt, F., Fehmer, V., Närhi, T., & Sailer, I. (2020). Temporary Implant-Supported Single Crowns Using Titanium Base Abutments: An In Vitro Study on Bonding Stability and Pull-out Forces. *The International journal of prosthodontics*, *33*(5), 546–552. https://doi.org/10.11607/ijp.6778

Pitta, J., Burkhardt, F., Mekki, M., Fehmer, V., Mojon, P., & Sailer, I. (2021). Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, *126*(2), 214–221. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.013

Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P., & Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*, *18 Suppl 3*, 97–113. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x

Poiate, I. A., de Vasconcellos, A. B., de Santana, R. B., & Poiate, E. (2009). Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *Journal of periodontology*, *80*(11), 1859–1867. https://doi.org/10.1902/jop.2009.090220

Pot, G. J., Kleverlaan, C. J., van Noort, R., & Feilzer, A. J. (2024). Mechanical properties of additive-manufactured composite-based resins for permanent indirect restorations: A scoping review. *Materials, 17*(16), 3951. https://doi.org/10.3390/ma17163951

Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2012). *Craig's restorative dental materials* (13th ed.). Mosby Elsevier.

Prause, E., Malgaj, T., Kocjan, A., Beuer, F., Hey, J., Jevnikar, P., & Schmidt, F. (2024). Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 36*(2), 391–401. https://doi.org/10.1111/jerd.13132

Pyo, S. W., Park, K., Daher, R., Kwon, H. B., Han, J. S., & Lee, J. H. (2023). Comparison of the clinical outcomes of resin-modified glass ionomer and self-adhesive resin cementations for full-coverage zirconia restorations. *Journal of dentistry*, *135*, 104558. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104558

Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials, 5*(1), 110–115. https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.003

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.12704

Rosentritt, M., Hahnel, S., Engelhardt, F., Behr, M., & Preis, V. (2017). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*, *21*(4), 1213–1219. https://doi.org/10.1007/s00784-016-1898-9

Rossetti, P. H., do Valle, A. L., de Carvalho, R. M., De Goes, M. F., & Pegoraro, L. F. (2008). Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *Journal of applied oral science : revista FOB*, *16*(1), 64–69. https://doi.org/10.1590/s1678-77572008000100013

Ruyter, I. E., Nilner, K., & Moller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *3*(5), 246–251. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80081-7

S. Siqueira, J. R. C., Rodriguez, R. M. M., de C. Ramos, N., Bottino, M. A., & Tribst, J. P. M. (2024). Immediate and long-term pull-out bond strength of 3D-printed provisional crowns. *BioMed Research International, 2024*, Article 7205011. https://doi.org/10.1155/2024/7205011

Sampaio, G. N., de Oliveira Limírio, J. P. J., Gomes, J. M. L., Lemos, C. A. A., Pesqueira, A. A., & Pellizzer, E. P. (2025). Evaluation of mechanical properties of CAD-CAM composite resins for milled versus 3D printed definitive restorations: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, S0022-3913(25)00457-3. Advance online publication. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.05.024

Saremco Dental AG. (2023). *CrownTec material data sheet: Light-curing hybrid composite for permanent restorations*. Saremco Dental AG, Rebstein, Switzerland.

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

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 93*(3), 227–234. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019

Sfondrini, M. F., Gariboldi, F., Cerri, M., Todaro, C., Pascadopoli, M., Casiraghi, G., & Scribante, A. (2025). Influence of Printing Orientation on the Flexural Strength of Different Light-Cured Resins Manufactured with Two 3D Printers: In Vitro Study. *Materials (Basel, Switzerland)*, *18*(13), 3029. https://doi.org/10.3390/ma18133029

Sharif, B. A., & Mohammed Saeed, H. M. (2025). Mechanochemical Optimization of Composite–Substrate Interfaces for Durable Repair Adhesion to Metal and Zirconia: An In Vitro Study. *Prosthesis*, *7*(6), 151. https://doi.org/10.3390/prosthesis7060151

Shillingburg, H. T., Jr., Sather, D. A., Wilson, E. L., Jr., Cain, J. R., Mitchell, D. L., Blanco, L. J., & Kessler, J. C. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (4th ed.). Quintessence Publishing Co.

Sideridou, I. D., Vouvoudi, E. C., & Adamidou, E. A. (2015). Dynamic mechanical thermal properties of the dental light-cured nanohybrid composite Kalore, GC: effect of various food/oral simulating liquids. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *31*(2), 154–161. https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.008

Sidhu, S. K., & Nicholson, J. W. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of functional biomaterials*, *7*(3), 16. https://doi.org/10.3390/jfb7030016

Son, K., Lee, J.-H., & Lee, K.-B. (2021). Comparison of intaglio surface trueness of interim dental crowns fabricated with SLA 3D printing, DLP 3D printing, and milling technologies. *Healthcare, 9*(8), 983. https://doi.org/10.3390/healthcare9080983

Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials, 32*(1), 54–64. https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018

Suganna, M., Kausher, H., Ahmed, S. T., et al. (2022). *Contemporary evidence of CAD-CAM in dentistry: A systematic review. Cureus, 14*(11), e31687. DOI: 10.7759/cureus.31687

Sulaiman T. A. (2020). Materials in digital dentistry-A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *32*(2), 171–181. https://doi.org/10.1111/jerd.12566

Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli imalat (3B baskı): Teknolojiler ve uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi, 24*(2), 373–392. doi: 10.17482/uumfd.519147

Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L., Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials, 34*(2), 192–200. https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003

Tayeb, H. K., Alhajj, M. N., Alhamad, K. Q., Alrabaee, A. Y., Alsharif, A. T., Halboub, E., Kattadiyil, M. T., & Alsumayt, A. A. (2025). Flexural strength and hardness analysis of 3D-printed vs. milled provisional restorative materials. *Journal of Functional Biomaterials, 16*(12), 468. https://doi.org/10.3390/jfb16120468

Tribst, J. P. M., Veerman, A., Pereira, G. K. R., Kleverlaan, C. J., & Dal Piva, A. M. D. O. (2024). Comparative strength study of indirect permanent restorations: 3D-printed, milled, and conventional dental composites. *Clinical Practice, 14*(2), 1940–1952. https://doi.org/10.3390/clinpract14020154

Tsolakis, I. A., Papaioannou, W., Papadopoulou, E., Dalampira, M., & Tsolakis, A. I. (2022). Comparison in terms of accuracy between DLP and LCD printing technology for dental model printing. *Dentistry Journal, 10*(10), 181. https://doi.org/10.3390/dj10100181

Türksayar, B., Kılıçarslan, M. A., & Menteş, A. (2022). Effect of thermocycling on surface roughness and microhardness of 3D printed resin composites used in permanent restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 34*(2), 343–352. https://doi.org/10.1111/jerd.12876

Vichi, A., Balestra, D., & Louca, C. (2024). Effect of Different Finishing Systems on Surface Roughness and Gloss of a 3D-Printed Material for Permanent Dental Use. *Applied Sciences*, *14*(16), 7289. https://doi.org/10.3390/app14167289

Vorachart, W., Sombuntham, N., & Parakonthun, K. (2022). Adhesive Precoated Bracket: Is It Worth Using? Long-term Shear Bond Strength: An In Vitro Study. *European journal of dentistry*, *16*(4), 841–847. https://doi.org/10.1055/s-0041-1740224

Wismeijer, D., van Waas, M. A., & de Koomen, H. A. (2021). CAD/CAM and subtractive manufacturing in restorative dentistry: A focused review. International Journal of Prosthodontics, 34(4), 368–376.

Yildiz, C., Vanlioğlu, B. A., Evren, B., Uludamar, A., & Ozkan, Y. K. (2013). Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental materials journal*, *32*(1), 42–47. https://doi.org/10.4012/dmj.2012-148

Yucel, M. T., Yondem, I., Aykent, F., & Eraslan, O. (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical Oral Investigations, 16*(4), 1105–1110. doi: 10.1007/s00784-011-0602-9

Yüksel, M., Saygin, A. G., & Bolayir, G. (2023). Evaluation of the fracture resistance and failure types of different CAD-CAM ceramic crowns supported by angled titanium abutments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *32*(7), 594–601. https://doi.org/10.1111/jopr.13596

Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *17*(5), 370–377. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00305.x

Zandinejad, A., D'Sa, S., & Johnston, W. M. (2021). Color consistency and reproduction in 3D printing of dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 33*(2), 436–445. https://doi.org/10.1111/jerd.12674

Zhu, Z., Yang, L., & Ma, D. (2023). Freeform optics for achieving collimated and uniform light distribution in LCD-type UV-curable 3D printing. *IEEE Photonics Journal*. doi: 10.1109/JPHOT.2023.3294478